

Elektromyographische Evaluierung des Kipptisch-Stepper-  
Systems - ERIGO - an Gesunden und chronisch  
rückenmarksverletzten Patienten

**Dissertation**  
**zur Erlangung des akademischen Grades**

doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von           Felix Taut**  
**geboren am  11. Juni 1982 in Leipzig**

**Gutachter**

- |   |                                    |
|---|------------------------------------|
| <b>1. Prof. Dr. med. Hans-Christoph Scholle</b>     | <b>Uniklinik Jena</b>              |
| <b>2. Prof. Dr. med. Ulrich Christian Smolenski</b> | <b>Uniklinik Jena</b>              |
| <b>3. Prof. Dr. med. Volker Dietz</b>               | <b>Uniklinik „Balgrist“ Zürich</b> |

**Tag der öffentlichen Verteidigung: Jena den 03. März 2009**



## Abkürzungsverzeichnis

ANP	Atriales natriuretisches Peptid
ASIA	American Spinal Injury Association
ASR	Achillessehnenreflex
BD <sub>syst/diast</sub>	Blutdruck systolisch/diastolisch
BF	Musculus biceps femoris
C	cervikal (Halswirbelsäule)
CPG	central pattern generator
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyographie
FES	Funktionelle Elektrostimulation
fMRI	functional magnetic resonance imaging (MRT: Magnetresonanztomographie)
L	lumbal (Lendenwirbelsäule)
LEMS (mod.)	lower extremity motor score (modifiziert)
M	Musculus
MMT	manueller Muskeltest
MVC	maximal voluntary contraction
N	Nervus
OEMG	oberflächliche Elektromyographie
PSR	Patellarsehnenreflex
QF	Musculus quadriceps femoris
RAAS	Renin-Angiotensin-Aldosteron-System
ROM	range of motion
RMS	root mean square
S	sakral (Sakralwirbelsäule)
sEMG	surface electromyography
SENIAM	Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles
SO (L/R)	Musculus soleus (links/rechts)
TA (L/R)	Musculus tibialis anterior (links/rechts)
Th	thorakal (Brustwirbelsäule)
TS	Musculus triceps surae

VarK	Variationskoeffizient
VL	Musculus vastus lateralis
VM (L/R)	Musculus vastus medialis (links/rechts)
VP	Versuchsperson
WISCI	Walking index in spinal cord injury
ZNS	Zentrales Nervensystem

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Die Querschnittlähmung.....	2
1.2	Kreislaufsituation bei Querschnittlähmung .....	5
1.2.1	Physiologische Grundlage .....	5
1.2.2	Pathophysiologie bei Querschnittlähmung .....	6
1.3	Rehabilitation der Motorik.....	6
1.4	Funktionelle Elektrostimulation.....	9
1.5	Modulierung der Muskelaktivitäten .....	9
1.6	Kipptischtraining .....	10
2	Ziele der Arbeit .....	12
2.1	Fragestellung für die EMG-Analyse-Studie - Referenzpersonen.....	12
2.2	Fragestellung für die ERIGO-Trainingsstudie - Patientenstudie.....	14
3	Material und Methoden.....	15
3.1	Das Kipptisch-Stepper-System – ERIGO .....	15
3.1.1	Die Bewegungsmuster .....	16
3.1.2	Die Bewegungsparameter.....	17
3.2	Elektromyographie .....	18
3.2.1	Datenaufzeichnung .....	18
3.2.2	EMG-Bearbeitungen .....	20
3.2.3	Die zeitliche Analyse .....	21
3.2.4	Die Analyse der Aktivität .....	22
3.3	Funktionelle Elektrostimulation.....	23
	Der Stimulator „Compex Motion“ .....	23
3.4	Versuchsaufbau .....	24
4	EMG-Analyse-Studie mit Gesunden.....	26
4.1	Studiendesign .....	26
4.2	Probanden.....	26
4.3	Bewegungskonditionen .....	27
4.4	Versuchsablauf.....	28
4.5	Messung im ERIGO .....	28
4.6	Datenanalyse .....	29
4.6.1	Analyse der Phasenverläufe .....	29

4.6.2	Analyse der Amplitudenwerte.....	29
5	ERIGO-Trainingsstudie mit querschnittgelähmten Patienten .....	31
5.1	Studiendesign .....	31
5.2	Patienten – Ein- und Ausschlusskriterien .....	31
5.3	Untersuchungen und Messgrößen .....	32
5.3.1	Kardiovaskuläre Parameter.....	33
5.3.2	Die EMG-Aufzeichnung.....	33
5.3.3	Funktionelle Untersuchungen.....	34
5.4	Vorbereitung und Durchführung der Trainingseinheiten.....	36
5.4.1	Trainingseinheiten ohne EMG-Messung .....	37
5.4.2	Trainingseinheiten mit EMG-Messung .....	37
6	Resultate der EMG-Analyse-Studie.....	38
6.1	Resultate der zeitlichen Analyse .....	38
6.1.1	Vastus lateralis.....	38
6.1.2	Biceps femoris.....	39
6.1.3	Tibialis anterior.....	40
6.1.4	Soleus .....	40
6.2	Resultate der Amplitudenanalyse.....	41
6.2.1	Vastus lateralis.....	42
6.2.2	Biceps femoris.....	43
6.2.3	Tibialis anterior.....	44
6.2.4	Soleus .....	45
6.2.5	Einflüsse auf die Aktivität .....	46
7	Resultate der ERIGO-Trainingsstudie .....	47
7.1	Eingeschlossene Patienten .....	47
7.2	Herz- und Kreislaufanalyse .....	48
7.3	EMG-Analyse - zeitliche Analyse .....	50
7.4	Funktionelle Tests .....	55
8	Methodische Resultate .....	57
9	Diskussion .....	58
9.1	Diskussion der EMG-Analyse-Studie - Referenzpersonen.....	58
9.2	Diskussion der ERIGO-Trainingsstudie - Patientengruppe .....	61
9.2.1	Kreislaufwerte .....	62
9.2.2	EMG-Analyse .....	63

9.2.3	Funktionelle Werte .....	64
9.3	Diskussion der Methodik .....	64
9.3.1	EMG-Auswertung.....	64
9.3.2	Methoden der ERIGO-Trainingsstudie .....	67
9.3.3	Diskussion der methodischen Ergebnisse .....	68
10	Schlussfolgerungen .....	70
11	Ausblick .....	73
12	Literaturverzeichnis.....	75
13	Anhang .....	83
13.1	Durchführungsprotokolle der Messungen.....	83
13.1.1	EMG-Analyse-Studie.....	83
13.1.2	ERIGO-Trainingsstudie .....	84
13.2	Soleasyprogramme .....	86
13.2.1	Signalbearbeitung .....	86
13.2.2	Signalauswertung.....	87
13.3	Kreislaufwerte der Patienten .....	88
13.3.1	Patient 1 .....	88
13.3.2	Patient 2.....	89
13.3.3	Patient 3.....	90
13.3.4	Patient 4.....	91
13.4	Resultate der fMRT-Messungen .....	92
13.5	Lebenslauf.....	93
13.6	Danksagung .....	94
13.7	Ehrenwörtliche Erklärung .....	96



## Zusammenfassung

Die Querschnittlähmung führt oft zu Störungen der Gehfähigkeit und zu einer instabilen Kreislauftsituation. Für ein optimales Behandlungsergebnis ist ein rascher Beginn der Rehabilitation anzustreben. Um die Bewegungstherapie so früh wie möglich beginnen zu können, müssen Trainingsgeräte entwickelt werden, die sowohl den Kreislauf stabilisieren als auch die Bewegungsfunktion unterstützen. Der ERIGO ist ein solches Gerät. Es handelt sich um einen Kipptisch mit integriertem Beintrieb, der Bewegungen führt, die mit denen eines „Steppers“ vergleichbar sind. Eine wesentliche Aufgabe der Arbeit war es, eine methodische Grundlage für das wissenschaftliche Arbeiten mit diesem Kipptisch-Stepper-System - dem ERIGO - zu legen. Für die Ableitung und Analyse des Oberflächen-Elektromyogramms (sEMG oder OEMG) mussten einzelne etablierte Mess- und Steuersysteme miteinander vereint und auf den ERIGO angepasst werden. Neben den Mess- und Auswertungsalgorithmen wurden spezifische Trainingsprotokolle entwickelt.

Die „**EMG-Analyse-Studie**“ untersuchte die muskulären Aktivitäten bei Benutzung des ERIGO mittels sEMG an gesunden Probanden. Dabei stand die Ermittlung eines Normalmusters und die Einflüsse auf das Aktivierungsmuster durch verschiedene Bewegungsparameter des Kipptisch-Stepper-Systems im Mittelpunkt. An 21 gesunden Probanden (10♀ / 11♂ Alter 33(+/-)13 Jahre) wurden vier, für das Laufen relevante Muskeln - der Vastus lateralis (VL), der Biceps femoris (BF), der Tibialis anterior (TA) und der Soleus (SO) - auf dem ERIGO elektromyographisch untersucht. Die zeitlichen Bereiche (Phasen), in denen die Muskeln eine myoelektrische Aktivität zeigten, wurden analysiert und verglichen. Als Maß für die Aktivität wurde die Root Mean Square (RMS) des offsetkorrigierten EMG-Signals verwendet. Als Einflussparameter auf die Aktivierung wurden a) die Gewichtslast des Körpers auf die untere Extremität [*stehen vs. liegen*], b) die Geschwindigkeit [*20, 40 und 60 Schritte/min*], c) die Hüftextension [*0° vs. 20° Hüftwinkel*] und d) das Bewegungsmuster [*One-leg-; Standard- und Sinus-Muster*] analysiert.

Die „**ERIGO-Trainingsstudie**“ beschäftigte sich darauf aufbauend mit den Effekten eines einmonatigen Trainings rückenmarksverletzter Patienten. Dafür wurde der ERIGO um die funktionelle Elektrostimulation (FES) erweitert. Die untersuchten Messgrößen bezogen sich auf die Kreislaufstabilität (Pulsvarianz und Blutdruck) und

die motorischen Fähigkeiten, wie Gehfähigkeit (WISCI II), Kraft (MMT) und Spastizität (Ashworth-Skala). In dieser randomisierten, klinischen Studie wurde eine Interventionsgruppe mit ERIGO und FES mit einer Kontrollgruppe ohne FES verglichen. In dieser Arbeit wurden die Resultate von vier chronischen, inkomplett querschnittgelähmten Patienten ausgewertet.

Aus den Daten der gesunden Probanden ließ sich ein reproduzierbares EMG-Aktivierungsmuster aus Phasen und Amplitude ermitteln. Die Phasenanalyse zeigte, dass eine Abhängigkeit von den Bewegungsparametern bestand, jedoch das Grundmuster erhalten blieb. Die Amplitudenauswertung bestätigte, dass eine hohe Bewegungsgeschwindigkeit die Aktivität im TA ( $p < 0,05$ ) und Soleus ( $p < 0,01$ ) verstärkt. Die Zunahme der Gewichtsbelastung im Stehen führte zu einer signifikanten Erhöhung der RMS im VL und SO (jeweils  $p < 0,01$ ). Die Hüftextension reduzierte die Aktivität des VL ( $p < 0,01$ ) und steigerte die des BF ( $p < 0,01$ ). Die Bewegungsmuster beeinflussten alle Muskeln. Das Standard- und Sinus-Muster führten zu einer Verstärkung bei VL und SO und zu einer Reduktion bei BF und TA im Vergleich mit dem One-leg-Muster. Diese Daten legten eine fundierte Basis, die in weiteren Studien mit diesem neuen Therapiegerät als Referenz genutzt werden kann.

Die Ergebnisse der Patientenstudie gaben einen Hinweis auf die Effekte der ERIGO-Therapie. Die Patienten entwickelten eine zunehmende Kreislaufstabilität, die sich in der Reduktion der Pulsschwankungen beim Aufrichten auf dem Kipptisch zeigte. Das Training konnte das elektromyographische Aktivierungsmuster der Patienten in Richtung des Musters Gesunder modulieren. Mit klinisch-funktionellen Skalen wurden in diesem vergleichsweise kurzen Therapiezeitraum Fortschritte beobachtet (Tabelle 1), die anscheinend mit den EMG-Modulationen in Zusammenhang stehen. Patienten, denen FES appliziert wurde, zeigten eine stärkere Kraftzunahme und Spastikreduktion. Die Untersuchungen nach der dreimonatigen Follow-up-Periode zeigten eine Beibehaltung der gewonnenen funktionellen Fähigkeiten (Kraft, WISCI II, Spastik). Die Patienten berichteten außerdem von einer spürbaren Stabilisierung der Kreislauffunktion. Um die Beobachtungen zu sichern, sind weitere Studien mit größeren Patientenzahlen notwendig.

	PulsVarK		mod. LEMS (re/li)		Ashworth (re/li)		WISCI II		FES
Patient	vor	nach	vor	nach	vor	nach	vor	nach	
VP1	17	13	9/4	11/6	2/1	1/1	0	1	FES
VP2	24	11	8/2	8/1	2/3	2/1	0	0	FES
VP3	27	18	3/0	2/0	3/2	3/2	0	0	Keine
VP4	10	12	12/13	14/14	0/0	0/0	19	19	FES

**Tabelle 1: Zusammenfassung der Ergebnisse der Patientenstudie** Herzkreislauffunktion (Pulsvariationskoeffizient [PulsVarK]); Kraft (Summe der Kraftgrade des Quadriceps femoris; Tibialis ant.; Triceps surae [mod. LEMS]); Spastik (Ashworth-Skala); Gehfähigkeit (Walking index for spinal cord injury [WISCI II]) und Gruppenzugehörigkeit (mit oder ohne Funktionelle Elektrostimulation [FES])

Diese Ergebnisse bestätigen, dass ein Bewegungstraining mit Patienten in der chronischen Phase ihrer Querschnittlähmung einen positiven Effekt hat. Das sollte Anlass geben, diese Effekte auch bei Akutpatienten zu evaluieren und den ERIGO in ein umfassendes Rehabilitationskonzept zu integrieren.



# 1 Einleitung

Rückenmarksverletzungen führen meist zu einem sehr komplexen Krankheitsbild. Lähmungen, Ausfälle in der Sensibilität, Störung der Koordination, Verlust der Kontinenz und vegetative Unausgewogenheiten treten in unterschiedlichen Konstellationen auf. Wissenschaftliche Arbeiten an Menschen und Tieren zeigten, dass ein funktionell orientiertes Training für die Erholung der Gangfunktion essentiell ist (Barbeau et al. 2002a, Barbeau 2003, Teasell et al. 2003). Deshalb hat sich das Laufbandtraining zur Standardtherapie entwickelt. Dieses setzt allerdings einen stabilen Kreislauf voraus, der in der frühen Phase der Rehabilitation nicht gegeben ist. Funktionelle Elektrostimulation (FES) und Kipptischtraining sind Verfahren, die ein Kreislauftraining mit Methoden der Muskelaktivierung verbinden. Das neu entwickelte Therapiegerät „ERIGO“ ist ein Kipptisch mit integriertem Beinantrieb. Er ermöglicht zusätzlich zum Stehtraining des Kreislaufes „Stepper“-Bewegungen durchzuführen (Colombo et al. 2005).



**Abbildung 1:** Der ERIGO ermöglicht den Patienten ein Bewegungstraining, auch wenn die Kreislaufsituation noch kein Gehtraining auf dem Laufband zulässt

Diese Arbeit untersuchte mit Hilfe der Oberflächen-Elektromyographie die Aktivität der Muskulatur der unteren Extremität im ERIGO zunächst an Gesunden. Weiterführend wurden die Möglichkeiten eines Trainings mit Patienten in Bezug auf die motorischen und kardiovaskulären Funktionen betrachtet.

Der erste Teil befasste sich mit den verschiedenen Einflüssen des ERIGO auf die muskuläre Aktivierung bei gesunden Probanden. Diese Daten stellten die Basis für

vergleichende Studien mit Patienten dar. In dieser „**EMG-Analyse-Studie**“ wurden verschiedene Beinbewegungsmuster evaluiert, die für Patienten zur Rehabilitation geeignet schienen. Im zweiten Teil wurden Ergebnisse der „**ERIGO-Trainingsstudie**“ mit inkomplett Querschnittgelähmten vorgestellt. Diese Patienten nahmen an einem einmonatigen ERIGO-Training in Kombination mit FES teil. Dabei sollte die Frage beantwortet werden, ob dieses Training den Kreislauf stabilisieren und die Gehfähigkeit der Patienten verbessern kann.

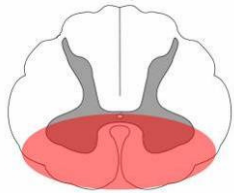
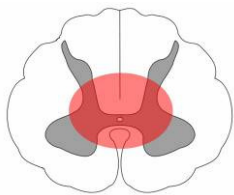
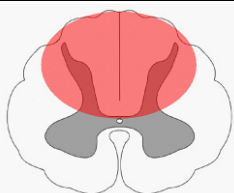
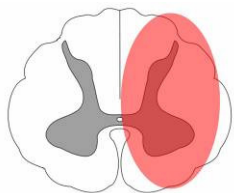
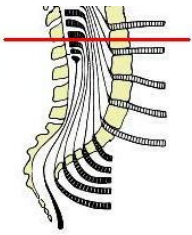
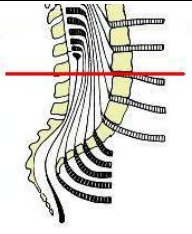
### 1.1 Die Querschnittlähmung

Die Querschnittlähmung ist Folge einer Schädigung des Rückenmarks. Ihr können in ihren vielfältigen Erscheinungsformen zahlreichen Ursachen zu Grunde liegen. Man unterscheidet traumatische und nichttraumatische Ursachen. Die Nichttraumatischen unterteilen sich in ischämische (z.B.: Embolie) und anderweitige. Zu diesen zählen beispielsweise Raumforderungen (z.B.: Blutungen, spinale Tumoren) oder Multiple Sklerose. Unabhängig von der Ursache der Schädigung, differenziert man komplette von inkompletten Läsionen. Durch die Höhe des letzten intakten Rückenmarkssegments definiert sich das Läsionsniveau. Für diese Einteilung hat sich das Protokoll der American Spinal Injury Association (ASIA) etabliert. Dieses teilt die Verletzungen in fünf Kategorien A-E ein (Tabelle 2).

ASIA-Level	Definition
A	<b>Komplett:</b> keine motorischen oder sensorischen Funktionen in den sakralen Segmenten S4/S5 vorhanden
B	<b>Sensorisch Inkomplett:</b> sensorische, aber keine motorischen Funktionen unterhalb des beschädigten Segments vorhanden
C	<b>Motorisch Inkomplett:</b> motorische Restfunktionen unterhalb des beschädigten Segments sind erhalten. Mehr als die Hälfte der Kenn-Muskeln haben einen Kraftgrad <3
D	<b>Motorisch Inkomplett:</b> motorische Restfunktionen unterhalb des beschädigten Segments sind erhalten. Mindestens die Hälfte der Kenn-Muskeln haben einen Kraftgrad >3
E	<b>normal bzw komplette Remission:</b> motorische und sensorische Funktion ist normal

**Tabelle 2: Definition der ASIA-Level zur Klassifikation der Querschnittlähmung** (Definition der Kraftgrade im Kapitel 5.3.3 Methoden der ERIGO-Trainingsstudie Funktionelle Untersuchungen)

Die Ausfallssymptomatik ist von den betroffenen Nervenbahnen abhängig. Charakteristische Symptomverbindungen werden zu Syndromen (Tabelle 3) zusammengefasst.

Syndrom	Rückenmarksquerschnitt	Symptome
Anterior-Cord-Syndrom		Sensibilität: <ul style="list-style-type: none"> <li>- dissoziierte Sensibilitätsstörungen</li> <li>- Berührungs- und Lageempfinden normal</li> </ul> Motorik: <ul style="list-style-type: none"> <li>- schlaffe, später spastische Paresen</li> </ul>
Central-Cord-Syndrom		Sensibilität: <ul style="list-style-type: none"> <li>- bilaterale dissoziierte Sensibilitätsstörungen</li> </ul> Motorik: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Schlaffe Paresen geminderte Reflexe auf Läsionshöhe</li> <li>- spastische Paresen mit gesteigerten Reflexen unterhalb der Läsion</li> </ul>
Posterior-Cord-Syndrom		Sensibilität: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Lage-/ Vibrationsempfinden sind gestört</li> <li>- Schmerz und Temperatur sind intakt</li> </ul> Motorik: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Koordinationsproblem</li> <li>- Funktion und Kraft ist vorhanden</li> </ul>
Brown-Séquard-Syndrom		Läsionshöhe: <ul style="list-style-type: none"> <li>- schlaffe Paresen Hyperalgesie</li> </ul> Distal ipsilateral: <ul style="list-style-type: none"> <li>- schlaffe → spastische Plegie</li> <li>- Störung Lage/ Vibrationsempfinden</li> </ul> Distal kontralateral: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Störung des Schmerz und Temperaturempfindung</li> </ul>
Konus-Syndrom		Sensibilität: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Reithosenanästhesie; symmetrisch</li> <li>- bilaterale mäßige Schmerzen (perineal+ Hüftregion)</li> </ul> Motorik: <ul style="list-style-type: none"> <li>- ASR+PSR meist normal</li> <li>- schlaffe Paresen untypisch</li> <li>- frühe ausgeprägte Sphinkterstörung</li> </ul>
Kauda-Syndrom		Sensibilität: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Reithosenanästhesie; asymmetrische</li> <li>- radikuläre starke Schmerzen</li> </ul> Motorik: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Reflexe abgeschwächt</li> <li>- schlaffe Paresen</li> <li>- späte Sphinkterstörungen</li> </ul>

**Tabelle 3: Übersicht über die Syndrome bei Rückenmarksverletzung**

Die Angaben zur Prävalenz der Querschnittlähmung sind unsicher und werden für Europa mit etwa 250-280 pro 1 Mio. Einwohner angegeben (Wyndaele und Wyndaele 2006). Die Inzidenz in Deutschland wird auf 10-30 auf 1 Mio. Einwohner pro Jahr geschätzt. Das entspricht etwa 1500 Neuerkrankungen pro Jahr (Curt et al. 2007). Für Deutschland erfasst der „Arbeitskreis Querschnittlähmung“ der Berufgenossenschaften seit 1976 Auftreten und Behandlung von Rückenmarkserkrankungen. Exner evaluierte die Daten einer nationalen Datenbank über einen Zeitraum von 27 Jahren. Darin wurden etwa 34000 Fälle aufgenommen, wovon 70% männlichen Geschlechts waren. Die Zahl der Neuerkrankungen stieg von 1200 Fällen im Jahre 1991 auf 1800 Fälle im Jahre 2003. Die Ursachen sind im Wandel begriffen. Während die Verkehrsunfälle als Ursache in den Jahren 1982 bis 2003 von 43% auf 31% sanken, nahmen die erkrankungsbedingten Ursachen in dem selben Zeitraum von 14% auf 30% zu (Exner 2004). Trotz der Seltenheit kommt der Querschnittlähmung große soziale, psychische, und finanzielle Bedeutung zu. So kostet die Frühversorgung und Rehabilitation zwischen 125000 und 250000 Euro. Die lebenslänglichen Folgekosten werden in einer amerikanischen Studie auf 0,5 bis 2 Mio US-Dollar geschätzt. Die jährlichen Ausgaben in den USA werden mit 7 Milliarden US-Dollar angegeben (McDonald und Sadowsky 2002).

Die wissenschaftliche Auseinandersetzung mit der Paraplegie und deren gezielte Untersuchung ist ein noch relativ neues Forschungsgebiet. Vor 60 Jahren galt etwa die Faustregel, dass die Überlebenszeit in Tagen dem Läsionsniveau entspricht. So ging man davon aus, dass ein Patient mit einer Läsion des Rückenmarkssegments C4 nach vier Tagen verstirbt. Erst durch die Fortschritte auf dem Bereich der operativen Frühversorgung und der Rehabilitationsmedizin haben Patienten heute keine geringere Lebenserwartung als gesunde Personen. Diese Lebenszeit selbstbestimmt und so unabhängig wie möglich zu gestalten, gilt heute als das Ziel der Rehabilitation (Dietz 1996).

In der Rehabilitation ist ein interdisziplinäres Vorgehen notwendig, um die einzelnen Problemfelder adäquat behandeln zu können. Erfahrungsgemäß setzen Patienten mit einer kompletten Querschnittlähmung ihre Prioritäten auf die Kontrolle der Harn- und Darmkontinenz und eine Stabilisierung des Kreislaufes, während bei Patienten mit einer inkompletten Symptomatik die Wiedererlangung motorischer Fähigkeiten in den Vordergrund tritt.



Technische Hilfsmittel sind heute durch moderne Materialien und Vielseitigkeit der Konzepte zu einem bedeutenden Anteil an der Steigerung der Lebensqualität der Betroffenen beteiligt.

## ***1.2 Kreislagsituation bei Querschnittlähmung***

### **1.2.1 Physiologische Grundlage**

Die Regulation des Blutkreislaufes unterliegt einer komplexen Steuerung. Dabei werden die Mechanismen in kurzfristige und mittelfristige unterteilt. Zu den Kurzfristigen zählen die neuronal vermittelten Regelmechanismen. Die Mittelfristigen werden über humorale Signale vermittelt und regulieren über das Blutvolumen den basalen Blutdruck. Beide Teile der Blutdruckregulation sind nicht getrennt voneinander zu betrachten, da sie sich in vielfältiger Art beeinflussen und überschneiden.

Im Zentrum der kurzfristigen Regulation stehen die Barorezeptoren im Karotissinus und im Aortenbogen. Diese registrieren den aktuellen Blutdruck, sowie die Richtung und das Ausmaß einer Änderung und leiten die Informationen über die Hirnnerven IX (N. glossopharyngeus) und X (N. vagus) in die Kreislaufzentren im Hirnstamm (Medulla oblongata). Um einem Blutdruckabfall entgegen zu wirken, wird der Sympathikus aktiviert und der Parasympathikus gehemmt. Das bewirkt eine Zunahme des Herzminutenvolumen (Schlagfrequenz und Kontraktilität) und des totalen peripheren Widerstandes (Vasokonstriktion). So kann aus der Herzfrequenzanalyse die aktuelle Kreislagsituation abgeschätzt werden (Zwiener 1973b, Zwiener 1973a).

In der ERIGO-Trainingsstudie wurde die Pulsfrequenz als Regelgröße gemessen und ausgewertet. Aufwendigere Analysen des EKG (Heart rate variability) lassen eine Aussage zur sympathiko-vagalen Balance zu.

Die mittelfristige Regulation beruht auf humoralen Mediatoren. Dazu gehören das Atriale Natriuretische Peptid (ANP) und das Renin-Angiotensin-Aldosteron-System (RAAS). ANP wird bei Volumenbelastung der Herzvorhöfe ausgeschüttet und steigert die Wasserausscheidung. Somit ist das ANP in blutdrucksenkende Mechanismen involviert, ebenso wie eine verminderte Katecholaminwirkung. Bei einem zu geringen renalen Perfusionsdruck wird Renin sezerniert. Das sorgt über die Kaskade von Angiotensinogen, Angiotensin I und II für verminderte Wasserausscheidung und

somit für eine Blutdrucksteigerung (Deetjen und Speckmann 1999, Schmidt et al. 2005).

### **1.2.2 Pathophysiologie bei Querschnittlähmung**

Die Kreislauffunktion kann bei Beschädigung des Grenzstranges schwer gestört werden, wenn die sympathische Wirkung auf das Herz und die Gefäße ausfällt (Phillips et al. 1998). Diese Konstellationen tritt bei hohen Läsionen, C6 und höher, auf. Auch bei intakter kardialer sympathischer Innervation kommen Kreislaufstörungen vor, da die Funktion der Muskelpumpe der unteren Extremität fehlt und dadurch Blut im venösen System versackt. Zusätzlich wird die Anpassungsfähigkeit durch lang dauernde Immobilisation in der Akutphase reduziert. Diese vegetative Dysfunktion äußert sich in Blutdruckabfällen beim Einnehmen der aufrechten Position, die bis zur Synkope führen können (Claydon und Krassioukov 2006). Die Fähigkeit beim Aufstehen aus dem Liegen eine stabile Durchblutung zu gewährleisten, nennt man orthostatische Toleranz. Eine zuverlässige Durchblutung ist neben dem Wohlbefinden auch für den allgemeinen Heilungsverlauf von Bedeutung. So treten bei Minderperfusion vermehrt Wundheilungsstörungen und Decubiti auf. Ebenso ist bei einer Immobilisation die Gefahr einer Thrombose erhöht. Daher ist es notwendig, die Kreislauffunktion schon in dieser Phase zu unterstützen. Ein Ansatz ist eine Bewegungstherapie, die den Rückstrom des Blutes aus dem Niederdrucksystem der gelähmten Extremitäten fördert. Die Standardtherapie für den Kreislauf ist heute ein Kipptischtraining (Ector et al. 1998), das später in eine Stehübung an einem Standtisch übergeht. Das Synkopenrisiko kann durch zusätzliche funktionelle Elektrostimulation (Chao und Cheing 2005) und durch gleichzeitiges Bewegen (Thrasher et al. 2005) deutlich reduziert werden.

## **1.3 Rehabilitation der Motorik**

Die Motorik umfasst alle Bereiche des menschlichen Lebens. Dabei reicht sie von unbewussten Prozessen wie Reflexen über die Mimik bis zur Willkürmotorik. Die Motorik ist ein sehr komplexes Netzwerk von Effektoren und Sensoren und den zwischengeschalteten Nerven und neuronalen Zentren. Bei der Prognose der motorischen Fähigkeiten nach einer Rückenmarksläsion ist die Differenzierung in motorisch komplette und motorisch inkomplette Läsionen ebenso von Bedeutung,

wie die Läsionshöhe und die Beeinträchtigung sensibler Nervenbahnen. Diese unterschiedlichen Ausprägungen führen zu einer sehr heterogenen Symptomatik.

Die Entwicklung eines Rehabilitationskonzepts, erfordert ein grundlegendes Modell der Bewegungssteuerung. An spinalisierten Säugetieren konnten einfache Gangmuster gezeigt werden, die ohne supraspinale Kontrolle ausgeführt werden. Grillner entwickelte die Hypothese des „central pattern generator“ (CPG), eines Netzwerkes spinaler Interneurone, das für diese Steuerung verantwortlich ist (Grillner 1975, Grillner 1985, Grillner und Wallen 1985). Diese Strukturen können kontrollierende und modulierende Funktionen übernehmen (Pinter und Dimitrijevic 1999). Die Erkenntnis, dass dieses neuronale Netz ein dynamisches Element ist (Wolpaw et al. 1983, Pearson 2000), führte zu einer Orientierung darauf, die Plastizität dieser spinalen Zentren (Dietz 2003) in der Therapie zu nutzen. In der Rehabilitation der Gehfähigkeit hat sich deshalb das Prinzip der körpergewichtsentlasteten Laufbandtherapie (Wernig und Müller 1992, Dietz et al. 1994a) etabliert. Dabei führen Physiotherapeuten die Beinbewegungen des Patienten, der über ein Gurtsystem entlastet ist, auf dem Laufband. Der hohe Zeitaufwand und Personalbedarf hat zur Entwicklung von roboterassistierten Ansätzen geführt, die längere Trainingszeiten für den Patienten ermöglichen. Hesse konstruierte einen „GAITTRAINER“, der sowohl für Schlaganfall-Patienten als auch für Querschnittgelähmte genutzt werden kann. Dieser kommt ohne Laufband aus und ermöglicht mittels zweier beweglicher Schienen ähnliche Bewegungen, wie handelsübliche Crosstrainer. In seiner Arbeit belegt Hesse die Ähnlichkeit zum physiologischen Aktivierungsmuster der Muskeln (Hesse und Uhlenbrock 2000). Werner et al. beschrieben, dass die muskuläre Aktivierung durch den „GAITTRAINER“ vergleichbare Muster aufwies, wie die Laufbandtherapie (Werner et al. 2002). Colombo entwickelte den Gangroboter „LOKOMAT“ (Colombo et al. 2001), der als ein Exoskelett mit dem Patienten verbunden ist. Je nach Fähigkeit des Patienten wird eine vollständig geführte Bewegung bei 100% Gewichtsentlastung bis hin zu einem freien selbst gewählten Gangbild ohne Gewichtsentlastung ermöglicht. Gleichzeitig bietet das automatisierte System reproduzierbare Bewegungen und objektive Werte, womit es sich für den Einsatz in der Forschung eignet (Lünenburger et al. 2006, Husemann et al. 2007).

Der wesentliche Nachteil der vorgestellten Therapieprotokolle ist die Notwendigkeit der aufrechten Position. Bei einer Kreislaufinstabilität, die Stehen nur wenige Minuten

toleriert, ist diese Art von Therapie nicht durchführbar (Rupp et al. 2002). Ein rascher Beginn einer Bewegungstherapie ist aber auch für die Kreislagsituation von Vorteil. Daher wurde der ERIGO entwickelt, der einen Kipptisch mit einem „Stepper“ verbindet (Colombo et al. 2005). Das Ziel dieser Innovation ist es, in der Frührehabilitation den Kreislauf über Kipptischtraining zu stabilisieren (Czell et al. 2004) und über die Aktuatoren frühzeitig mit einer Bewegungstherapie zu beginnen. Damit sollen die Komplikationen durch eine lange Ruhigstellung, wie beispielsweise Kontrakturen, Thrombosen oder Decubiti, verringert werden.

Als ein besonderes Problem des motorischen Systems nach Rückenmarksschädigung ist die Spastik hervorzuheben. Sie ist definiert als ein sowohl krankhaft erhöhter Muskeltonus als auch ein geschwindigkeitsabhängig zunehmender Widerstand gegen eine Streckbewegung und tritt klassischerweise bei Schädigung des ersten motorischen Neurons auf. Die genauen neuronalen Grundlagen sind noch nicht endgültig aufgeklärt. Verschiedene Prozesse werden diskutiert. Übererregbare Gamma-Motoneurone sind zwar beobachtet worden, jedoch werden Veränderungen in der Grundaktivität von Moto- und Interneuronen als wichtiger angesehen (Burchiel und Frank 2001). Für die Betroffenen bedeutet eine unkontrollierte Spastik ein Hemmnis auf motorischer und sozialer Ebene, die die Lebensqualität zum Teil stark reduziert (Adams und Hicks 2005). In einigen Fällen kann sie jedoch auch eine Unterstützung im Alltag sein, wenn der Patient sie bewusst provozieren kann. Im Allgemeinen gestaltet sich die Therapie der Spastik als schwierig. Im pharmakologischen Bereich sind eine Reihe von Medikamenten untersucht wurden. Heute werden Muskelrelaxantien wie Baclofen, Dantrolen und Tizanidin in der Behandlung der Spastik genutzt. Daneben kommen unter anderen auch Diazepam und Botulinumtoxin zur Anwendung. Weitere Methoden zur Verringerung der Spastik sind physikalische Therapieansätze, wie das Stehtraining (Bohannon 1993) und die Elektrostimulation (Aydin et al. 2005, van der Salm et al. 2006). Die Quantifizierung der Spastik für wissenschaftliche Zwecke ist umstritten. Dennoch ist die Ashworth-Skala in der Klinik die am weitesten verbreitete Methode um den Muskeltonus zu erfassen und im Verlauf zu beurteilen.

## **1.4 Funktionelle Elektrostimulation**

Ein weiteres Element in der Rehabilitation ist die Elektrotherapie. Diese kann mit unterschiedlichen Zielstellungen eingesetzt werden. Es werden sowohl durchblutungsfördernde (Cramp et al. 2000) oder schmerzlindernde (Ishimaru et al. 1995, Johnson und Tabasam 2003) Effekte genutzt als auch die neuromotorische Aktivierung zum Kraftaufbau (Scremin et al. 1999, Dudley et al. 1999) oder als Funktionsersatz (Popovic et al. 2001, Barbeau 2003, Mangold et al. 2005). Bei der Anwendung als Ersatz bzw. als Unterstützung motorischer Funktionen spricht man von funktioneller Elektrostimulation (FES). Bei der FES werden die Motorpunkte der Nerven stimuliert, die einzelne Muskeln versorgen. Da FES primär bei intaktem peripherem Neuron genutzt wird, sind zentrale Lähmungen nach einem Schlaganfall oder einer Rückenmarksverletzung ein klassisches Einsatzgebiet. Ein limitierender Faktor der neuromuskulären Elektrostimulation ist das Auftreten von Ermüdung der Muskelkontraktion, die von der Pulsfrequenz der Stimulation und vom Kontraktionsausmaß abhängig ist (Kesar und Binder-Macleod 2006, Kesar et al. 2007). Sie ist auch eine Ursache, dass das Gehen durch funktionelle Elektrostimulation (Barbeau et al. 2002b, Cikajlo et al. 2005, Thrasher et al. 2006) nur bei wenigen Patienten erreicht wird. Durch die Wahl geringer Pulsfrequenzen, kann die Anwendungsdauer verlängert werden. Der Arm muss weniger statische Arbeit verrichten, sodass für die obere Extremität möglich war, Methoden des Funktionsersatzes zu entwickeln (Mangold et al. 2005). In vielen Bereichen hat sich die funktionelle Elektrostimulation als Ergänzung zum Trainingsgerät etabliert (Popovic et al. 2001, Keller et al. 2002). Viele Autoren konnten die Spastizität durch die Stimulation reduzieren (Vodovnik et al. 1984, Stefanovska et al. 1989, Chen et al. 2005, Ring und Rosenthal 2005). Auch Effekte auf die Endothelfunktion (Groot et al. 2005) werden diskutiert. Durch funktionelle Magnetresonanzbildgebung konnten Veränderung der zerebralen Aktivitäten durch Elektrostimulation dargestellt werden (Han et al. 2003, Kimberley et al. 2004), die so einen Einblick in die neuronale Plastizität ermöglichen.

## **1.5 Modulierung der Muskelaktivitäten**

Unter dem Begriff „Modulation“ werden die Veränderungen des elektrophysiologischen Verhaltens der Muskulatur zusammengefasst. Um die

myoelektrische Aktivierung von Muskeln in vivo darzustellen, ist die Elektromyographie (EMG) die Methode der Wahl. Sie erlaubt eine quantitative und objektive Erfassung und kann somit Therapie- bzw. Trainingsprozesse dokumentieren. In der Bewegungswissenschaft und Rehabilitation können so Bewegungsabläufe erfasst, ausgewertet und optimiert werden. Aussagen zur Stärke der Aktivierung und deren zeitlichen Verlauf, sowie zur Ermüdung des Muskels (Karlsson et al. 2003) und dessen Faserzusammensetzung (Duchene und Goubel 1993) sind möglich.

In der Literatur sind nur wenige konkrete Ergebnisse der Modulierung des EMG durch ein Bewegungstraining vorhanden. Zu langfristigen EMG-Modulationen durch spezifische Trainingstherapien sind fast keine Angaben zu finden. Bei Querschnittgelähmten bezieht sich die Mehrheit der Autoren auf das gewichtsunterstützte Laufbandtraining (Dietz et al. 1994b, Dietz et al. 1998, Colombo et al. 2001, Harkema 2001). Diese kleinen Effekte sind auch in anderen Bereichen der Bewegungsrehabilitation beschrieben, so unter anderen bei Schlaganfallpatienten (Thaut et al. 1997, Bradley et al. 1998) und an Morbus Parkinson erkrankten Personen (Pedersen et al. 1990).

Die Fähigkeit des Rückenmarks auf veränderte Situationen zu reagieren steht mit dem Modell des „central pattern generator“ (CPG) in Zusammenhang. Es wurden unterschiedliche Einflussfaktoren betrachtet. Die Bewegungsgeschwindigkeit (Lünenburger et al. 2006) und das Maß der Belastung (Loading) (Clark et al. 2004, Lünenburger et al. 2006, van Hedel et al. 2006) sind Einflussgrößen, die einen proportionalen Effekt auf die muskuläre Aktivierung haben. Auch für die Hüftextension sind modulierende Effekte beschrieben (Dobkin et al. 1995, Gregor et al. 2006). Dennoch fanden sie keinen Einzug in ein experimentelles Rehabilitationsprogramm. Der ERIGO berücksichtigte diese drei Einflussmöglichkeiten. Es war anzunehmen, dass auch bei Stepper-ähnlichen Bewegungsmustern solche modulierenden Effekte zu beobachten sind.

## **1.6 Kipptischtraining**

Eine weit verbreitete Therapieform bei Patienten mit Kreislaufproblemen ist das Kipptischtraining. Bei der Provokation durch eine orthostatische Belastung wird die Reaktion des Herz-Kreislaufsystems aktiviert. Das Kipptischtraining reduzierte das Auftreten von neurokardiogenen Synkopen bei Patienten und ist zur Therapie

geeignet (Mtinangi und Hainsworth 1998, Reybrouck et al. 2000). Das von der Firma Hocoma (Schweiz) neu entwickelte Kipptisch-Stepper-System „ERIGO“ bietet die Möglichkeit, kreislaufinstabile Patienten zu mobilisieren und die Kreislagsituation zu verbessern. Gleichzeitig wird mit der Bewegungstherapie begonnen, wodurch ein stabilisierender Einfluss auf den Blutdruck ausgeübt wird (Czell et al. 2004).

Der ERIGO bietet zusätzlich die Möglichkeit, die Bewegungsparameter zu verändern. So können die Bewegungsgeschwindigkeit, der Kippwinkel, das Gangmuster und die Hüftvordehnung (siehe Kapitel 3.1 Das Kipptisch-Stepper-System – ERIGO) eingestellt werden. Diese Einflussfaktoren sind aus der Laufbandtherapie bekannt und sollen nun auch am aktiven Kipptisch untersucht werden.

## 2 Ziele der Arbeit

Das neue Kipptisch-Stepper-System - ERIGO – wurde für die Frührehabilitation entwickelt. Dabei soll den möglichen Komplikationen der Immobilisation durch Bewegung und Kreislaufstabilisierung vorgebeugt werden. Nach den ersten Kreislaufuntersuchungen an Gesunden, wurde mit dieser Studie die muskuläre Aktivität elektromyographisch evaluiert. Die Arbeit gliedert sich in zwei Teile. Der Erste ermittelte die physiologischen Aktivierungsmuster Gesunder. Der Zweite untersuchte die Effekte eines Trainings mit querschnittgelähmten Patienten.

### ***2.1 Fragestellung für die EMG-Analyse-Studie - Referenzpersonen***

Die **EMG-Analyse-Studie** mit Gesunden wurde durchgeführt, um erstmals EMG-Daten am ERIGO zu erheben. Ziel war es zu untersuchen, wie die Muskeln auf dem Kipptisch-Stepper-System aktiviert werden. Gleichzeitig wurden Einflussgrößen der Muskelaktivität gesucht. Diese Daten dienen als Referenz für weitere elektromyographische Analysen und die Beurteilung von Interventionen mit dem ERIGO.

Dafür musste ein Versuchsaufbau entwickelt werden. Dieser sollte bei der Analyse Gesunder und Rückenmarksgeschädigter anwendbar und mit weiteren Modulen, z.B. der funktionellen Elektrostimulation, ergänzbar sein.

Der ERIGO bot vier Einstellungsparameter:

- a) Bewegungsgeschwindigkeit
- b) Gewichtsbelastung der Beine
- c) Ausmaß der Hüftextension
- d) Bewegungsmuster

Zu untersuchen war die Beeinflussung der muskulären Aktivierung durch diese vier Parameter. Aus der Ganganalyse ist bekannt (Winter 1991), dass erhöhte Geschwindigkeiten und größere Last die Aktivität steigern. Der Hüftwinkel beeinflusst die Reflexe der Beinmuskulatur und damit das Gehen in einem starken Ausmaß (Knikou und Rymer 2002, Knikou et al. 2006). Ist dieser Effekt auch durch Hyperextension im ERIGO nachweisbar? Die drei Bewegungsmuster (siehe Kapitel 3.1.1) sollten auf zwei Zielstellungen untersucht werden. Zuerst sollte die myoelektrische Aktivierung für die einzelnen Muster erfasst werden. Daneben sollte



auch evaluiert werden, welche Bewegung aus Sicht der Probanden angenehm und durchführbar ist. Aus diesen Erkenntnissen könnten dann in Zukunft individuelle Trainingsprotokolle entwickelt werden.

## **2.2 Fragestellung für die ERIGO-Trainingsstudie - Patientenstudie**

In der **ERIGO-Trainingsstudie** mit querschnittgelähmten Patienten wurde deren kardiovaskuläre Stabilität und die motorischen Fähigkeiten während eines Trainings mit dem ERIGO untersucht.

Ausgangspunkt der ERIGO-Trainingsstudie war die Fragestellung, welche Effekte durch eine Kombination von ERIGO-Training mit funktioneller Elektrostimulation erzielt werden können. Zu diesem Zweck wurden eine Gruppe mit FES und eine Gruppe ohne FES verglichen. Dabei wurden drei Aspekte untersucht:

- a) Wird die Kreislaufstabilität durch ein Training erhöht?
- b) Sind EMG-Modulationen zu beobachten, die mit funktionellen Veränderungen einhergehen?
- c) Können durch das Training funktionelle Fähigkeiten (Gehfähigkeit, Kraft, Spastizität) verbessert werden?

Hinsichtlich der Kreislagsituation lagen bislang nur Daten gesunder Probanden auf dem ERIGO vor (Thrasher et al. 2005, Corletto 2006). Beide Studien zeigten einen kreislaufstabilisierenden Effekt durch Bewegung und FES. Chao und Cheing beobachteten bei Patienten mit Querschnittlähmung eine Verminderung der Synkopenhäufigkeit durch die Kombination von FES und klassischen Kipptischtraining (Chao und Cheing 2005). Deshalb wurde angenommen, dass in der Gruppe mit FES eine stärkere Kreislaufstabilisierung zu beobachten ist als in der Gruppe ohne FES .

In der Patientenstudie sollte geprüft werden, ob durch das Training die Gehfähigkeit verbessert wird und ob die Patienten von der Kombination mit FES profitieren. In Ergänzung der Gehtests wurden die Muskelkraft und die Spastik der unteren Extremität mit den gebräuchlichen klinischen Tests erfasst. Die EMG-Analyse der Studie diente dem Ziel, funktionelle Veränderungen mit elektromyographischen Beobachtungen zu vergleichen.

### 3 Material und Methoden

Diese Arbeit umfasst zwei separate Studien, zum einen die EMG-Analyse-Studie mit „Referenzpersonen“ zum anderen die ERIGO-Trainingsstudie, an der querschnittgelähmte Patienten teilnahmen. Gemeinsam haben beide Studien die Evaluierung der elektromyographischen Signale im ERIGO.

Verschiedene Methoden wurden nur für eine, manche für beide Studien angewendet. Zuerst werden die Materialien und Methoden vorgestellt, die für beide Studien benötigt wurden. Dazu gehörte der ERIGO, das EMG und die Aufzeichnungs- und Auswertungstechnik der EMG-Signale. In den darauf folgenden Kapiteln werden die beiden Studienteile getrennt voneinander beschrieben.

#### **3.1 Das Kipptisch-Stepper-System – ERIGO**

Der ERIGO ist ein Kipptisch mit der Möglichkeit die untere Extremität von gelähmten Patienten zu bewegen (Abbildung 2). Diese Bewegung wird durch Kniemanschetten an beweglichen Schienen von den Antrieben auf die Beine übertragen. Die Beine motorisch schlaffer Paraplegiker können damit passiv bewegt werden, ein Patient mit motorischer Restfunktion kann aktiv der Bewegung des Gerätes folgen. Entwickelt wurde der aktivierende Kipptisch zunächst für die Rehabilitation von Querschnittgelähmten, um deren dysregulierten Kreislauf zu unterstützen.



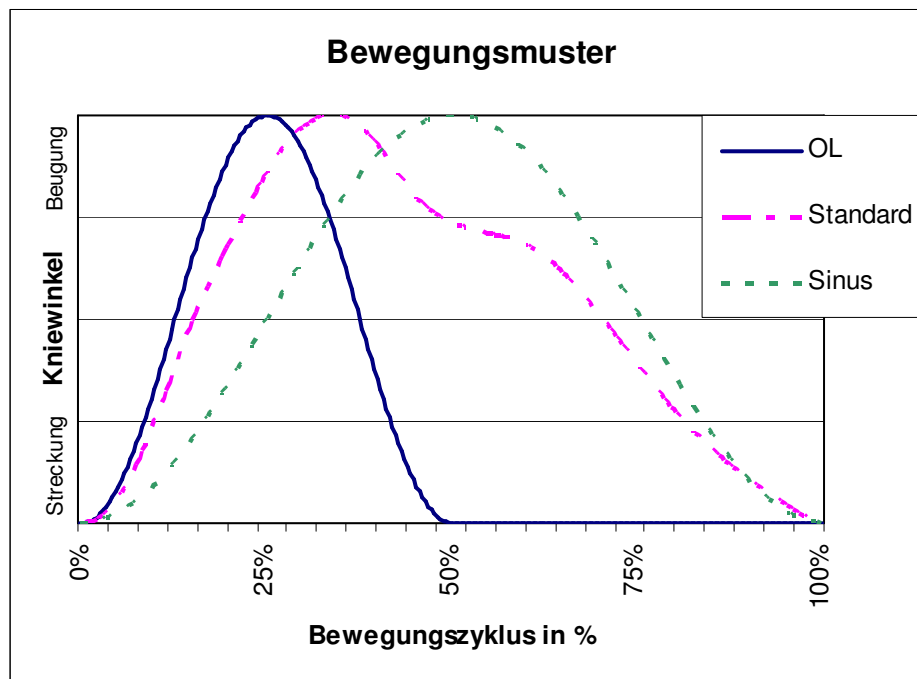
**Abbildung 2: Der ERIGO**

Der ERIGO bietet konstante, quantifizierbare Bewegungen. So können im Kontrollmenü wesentliche Parameter wie das Bewegungsmuster (siehe unten), die Geschwindigkeit und der Bewegungsumfang eingestellt werden. Dazu kommt die Anzeige des Kippwinkels, der Schrittzahl und der Trainingsdauer. Diese Einstellungen ermöglichen eine exakte Wiederholbarkeit der Bewegung mit allen Probanden und Patienten.

### 3.1.1 Die Bewegungsmuster

In der vorliegenden Studie wurden bei Gesunden die folgenden drei Bewegungsmuster untersucht (Abbildung 3):

- One-leg-Muster
- Standard-Muster
- Sinus-Muster



**Abbildung 3: Bewegungsmuster des ERIGO im Vergleich**

Das **One-leg-Muster** ist in zwei Phasen geteilt. Die Bewegungsphase ist dem Sinusmuster entlehnt und besteht aus einer symmetrischen Beugung und Streckung des Kniegelenks in der ersten Hälfte des Gangzyklus. Der Bewegungsphase folgt eine Standphase, in der das jeweils andere Bein die Bewegung durchführt. Diese Standphase ermöglicht Patienten mit muskulärer bzw.

posturaler Insuffizienz das Training, indem sie die statische Stabilität über dem gestreckten Bein nutzen. Um die Bewegung des jeweils anderen Beines durchführen zu können, verlagern sie ein Teil der Last auf das stabile gestreckte Bein.

Das **Standard-Muster** orientiert sich an der Hüftauslenkung der physiologischen Gehbewegung aus Stand- und Schwingphase. Es besteht aus einer schnellen Hüftanteversion und einer unterteilten Retroversion. Dieses Muster ist mit dem Ziel der Nähe zum natürlichen Gangbild implementiert worden und hat daher den Namen „Standard“-Muster erhalten. Dennoch entwickelte sich durch die fehlende Schwingphase im ERIGO nur eine eingeschränkt realitätsnahe Gehbewegung.

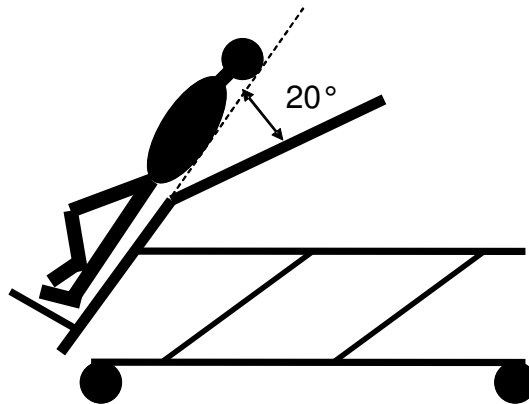
Im **Sinus-Muster** nehmen Beugung und Streckung je eine Hälfte des Zyklus ein. Das andere Bein ist jeweils um einen halben Zyklus verschoben. Dabei spiegelt dieses Muster eine Bewegung wider, die für das Treppensteigen oder einen „Stepper“ typisch ist. Diese Bewegung wird, bedingt durch die Geometrie des ERIGO, optimal trainiert.

Das One-leg-Muster bietet die notwendigen stabilisierenden Voraussetzungen für motorisch inkomplett gelähmte Patienten und wurde daher als das **Referenzmuster** in der EMG-Analyse-Studie gewählt. Das Standard- und das Sinusmuster werden in der dieser Arbeit auch als „**Alternativmuster**“ zusammengefasst.

### 3.1.2 Die Bewegungsparameter

Die **Geschwindigkeit** wurde in Schritten pro Minute eingestellt. Im Gegensatz zur allgemeinen Ganganalyse wurde beim ERIGO jede Beinbewegung des einzelnen Beines als Schritt gewertet. Es resultieren zwei gezählte Schritte für einen klassischen Gangzyklus. In der EMG-Analyse-Studie wurden Geschwindigkeiten von 20, 40 und 60 Schritten pro Minute untersucht. Der individuelle Bewegungsumfang (ROM: range of motion) wurde für die Probanden während der Messung konstant gehalten. Bei Rückenmarksverletzten der ERIGO-Trainingsstudie wurde zu jedem Training der maximal von ihnen ausführbare ROM gewählt.

Durch das Aufrichten des Kipptisches kann die **Gewichtsbelastung** der unteren Extremität gesteigert werden. Der Kippwinkel betrug immer  $0^\circ$  im Liegen und  $80^\circ$  im aufgerichteten Zustand.



**Abbildung 4: Skizze zur Veranschaulichung der Hüftextension**

Die Hüfte wurde von  $180^\circ$  um  $20^\circ$  über die Null-Stellung auf  $200^\circ$  in einer **Hyperextensionsstellung** (Abbildung 4) erweitert.

Aus der Kombination dieser Parameter mit verschiedenen **Gangmustern** ergaben sich die Bewegungskonditionen, die bei Probanden analysiert wurden (siehe Kapitel 4.3 Bewegungskonditionen).

## 3.2 Elektromyographie

### 3.2.1 Datenaufzeichnung

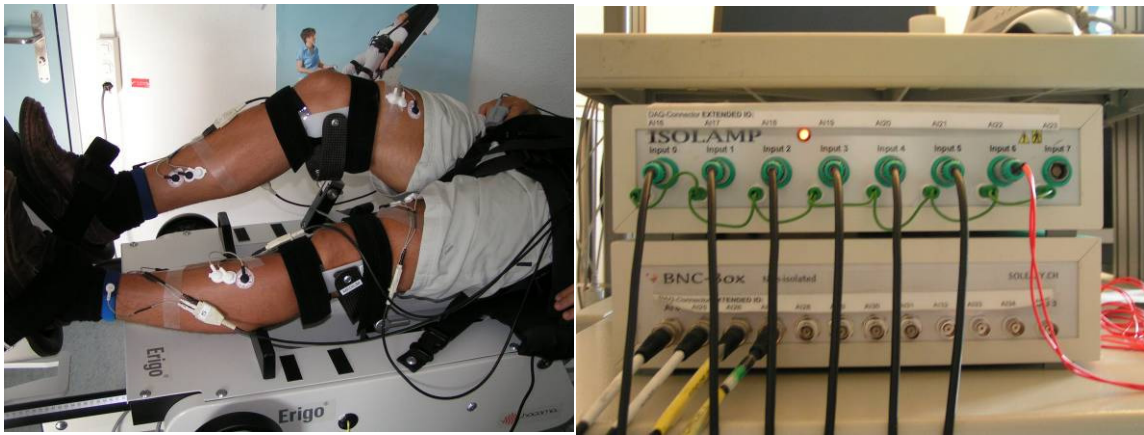
Zur Beurteilung der muskulären Aktivität wurde das Elektromyogramm (EMG) von der Hautoberfläche abgeleitet. Dazu wurden die Vorgaben der europäischen Arbeitsgruppe für Oberflächen-EMG „SENIAM“ (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (Hermens et al. 1999)) genutzt. Folgende Muskeln wurden untersucht:

- a) Musculus vastus lateralis des M. quadriceps femoris (VL)
- b) Musculus biceps femoris (BF)
- c) Musculus tibialis anterior (TA)
- d) Musculus soleus (SO)

Als eingelenkiger Muskel der Quadrizepsgruppe eignet sich der Vastus lateralis als Stellvertreter der Kniestrecker. Der Biceps femoris stellt den Antagonist mit der

Funktion der Kniebeugung und Retroversion in der Hüfte dar. Der Tibialis anterior als Dorsalflexor und der Soleus als Plantarextensor wirken im Sprunggelenk als Antagonisten.

Vor der Messung wurde die Haut der Teilnehmer an den Positionen der Elektroden rasiert und mit einer Hautreinigungspaste gereinigt. Dadurch wurde der Hautwiderstand reduziert und die Signalqualität deutlich verbessert. Zur Ableitung wurden Ag/AgCl Doppel Elektroden (Noraxon) mit einer Elektrodenoberfläche von  $1\text{cm}^2$  und einem Elektrodenabstand von 2cm gewählt.



**Abbildung 5: Befestigung der EMG-Elektroden beim Patienten (li.) und Trennbox (re.)**

Das EMG wurde mittels dieser Oberflächen Elektroden über den jeweiligen Muskelbäuchen abgeleitet. Am Oberschenkel wurde mit einfachdifferentieller, am Unterschenkel, um das Übersprechen eng benachbarter Muskeln zu minimieren, mit doppel differentieller Technik abgeleitet. Bei der doppel differentiellen Ableitung werden drei Elektroden benötigt wobei die äußeren zusammen als Referenz gemittelt und so die störenden Potentiale anderer Muskeln reduziert werden (Hermens et al. 1999). Die Abtast rate betrug 2kHz. Das Signal wurde 500fach vorverstärkt und galvanisch getrennt („ISOLAMP“ ALEA Solutions, Schweiz; Abbildung 5).

Parallel zum EMG wurden die Signale des ERIGO abgespeichert. Dazu gehören die Trigger, die den Beginn eines neuen Schrittzklus markieren und die Informationen der Kraftsensoren in den Hüftmotoren. Die Aufzeichnung erfolgte über eine 16bit-DAQ-Karte (DAQ-6036E; National Instruments; USA) mit einem Laptop. Ein LabVIEW-basiertes (National Instruments, USA) Programm („Soleasy“; ALEA Solutions, Schweiz) stellte die Daten dar und speicherte sie ab.

### 3.2.2 EMG-Bearbeitungen

Die Rohdaten der einzelnen Messungen wurden mit „Soleasy v3.2“ (ALEA Solutions, Schweiz) bearbeitet. „Soleasy“ ist eine Bibliothek von Funktionen zur Signalbearbeitung, die in der graphischen Programmiersprache Labview (National Instruments, USA) programmiert wurde (siehe Anhang: Abbildung 30 und Abbildung 31).

Für die Auswertung (Übersicht siehe Abbildung 6) wurden die Rohsignale zuerst in einzelne Abschnitte getrennt, die den einzelnen Messbedingungen entsprechen. Die EMG-Daten der Blöcke wurden mit einem Hochpassfilter (20Hz; 6.Ordnung; Chebychev; 0,5 dB Ripple) und mit einem Notch-Filter (Bandstopp 48-52Hz; 6. Ordnung; Chebychev; 0,5dB Ripple) digital gefiltert. Durch die geringen Amplituden bei Querschnittgelähmten und trotz Abschirmung aller Komponenten, wurde das Netzbrummen zu stark und damit der Signal-Rausch-Abstand zu klein. Um die Datensätze vergleichbar zu halten, war die Verwendung eines Notch-Filter sowohl bei den Daten der Patienten als auch bei denen der Probanden notwendig. Eine enge Begrenzung der Cut-off-Frequenzen hielt die Beeinflussung des Signals gering. Nach Vorversuchen beurteilte man den Effekt des Notch-Filters als akzeptabel. Die Minimierung der 50Hz-Störungen war sehr gut, bei gleichzeitig sehr geringem Einfluss auf die Darstellung der myoelektrischen Aktivität.

Für die weitere Analyse wurden immer 20 Schritte auf Störungen untersucht, ausgewählt und zeitlich auf 3000 Datenpunkte normalisiert. Diese 20 Einzelschrittkurven wurden durch einen Scharmittelwert-Algorithmus (ensemble average) gemittelt. In der Literatur gelten Schrittzahlen zwischen 10 (Shiavi et al. 1998) und 20 Schritten (Gabel und Brand 1994) zur Mittelungen als zuverlässig. Dieser gemittelte Schritt - im weiteren auch „Normschritt“ genannt - wurde auf zwei Qualitäten, zum einen den zeitlichen Verlauf und zum anderen die Aktivität, untersucht.



**EMG-Rohdaten**

21 Probanden  
je 13 Konditionen  
je 4 Muskeln

**Filterung**

20Hz-Hochpass (Offsetkorrektur)  
Notch-Filter -  
(50Hz Netzbrummen)

**Mittelung**

Auswahl 20 Schritte je Kondition  
Zeitnormalisierung auf 3000 Datenpunkte  
Scharmittelwerte der 20 Schritte → **Normschritt**

**Zeitliche Analyse**

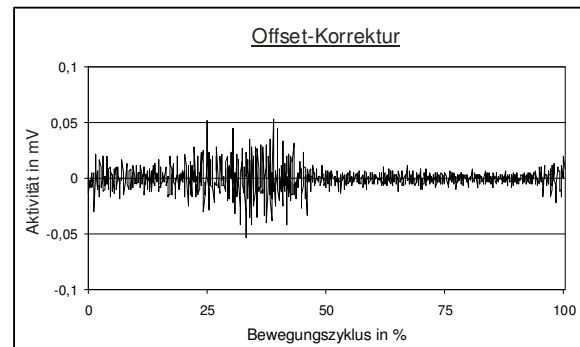
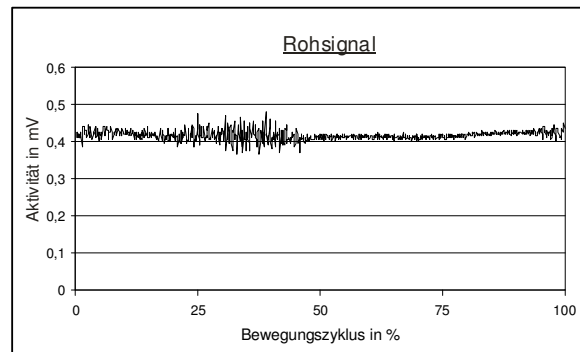
Gleichrichten des Signals  
35Hz-Tiefpassfilter → **Hüllkurve**

**Markierung der Aktivität**

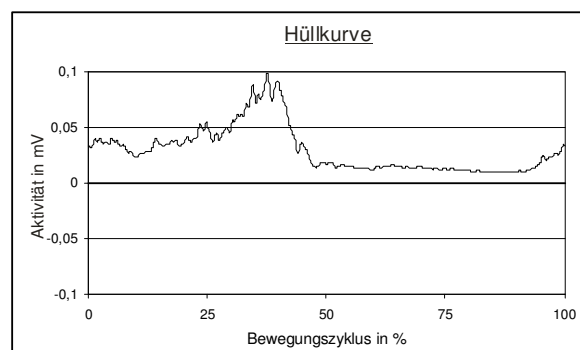
An: >3fache Ruheaktivität

**Erstellen der Aktivitätsverläufe**

An=1; Aus=0  
Addition der 21 Probanden  
Quartil-Darstellung



→ **Amplituden-Analyse**  
RMS über den gesamten Normschritt  
Statistische Auswertungen



**Abbildung 6: Signalbearbeitung und beispielhafte EMG-Darstellung**

### 3.2.3 Die zeitliche Analyse

Bei der zeitlichen Analyse wurde untersucht, in welchen Phasen ein Muskel aktiv bzw. inaktiv war. Als Kriterium für Aktivität diente ein Übersteigen der 3fachen Ruheaktivität. Eine direkte visuelle Auswahl der Bereiche war den automatisierten Erkennungsalgorithmen, auf Grund deren mangelnder Validität und der

notwendigen zusätzlichen visuellen Kontrolle, überlegen. Die Markierungen definierten die Phasen der (In-) Aktivität der untersuchten Muskeln. Daraus generierten sich die Übersichtsabbildungen der Aktivierungsphasen für jede einzelne Kondition, Muskel und Probanden resp. Patienten.

### **3.2.4 Die Analyse der Aktivität**

Für die Aktivität gilt die Root mean square (RMS) als gutes Maß bei bipolaren Signalen.

$$f_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{1}{T_2 - T_1} \int_{T_1}^{T_2} [f(t)]^2 dt}$$

**Formel 1: Berechnung der Root mean square (RMS)**

Die RMS wurde folgendermaßen normiert. Zu Beginn und am Ende jeder Messung wurde jeweils eine Kontrollbedingung gemessen. Diese Kontrollbedingung bestand aus dem One-leg-Muster mit 40 Schritten pro Minute im Stehen. Die RMS der beiden Bedingungen wurde gemittelt und als Bezugsgröße gewählt. Daraus ergibt sich, dass ein RMS-Wert, der grösser als 1 ist eine Mehraktivität, ein RMS-Wert, der kleiner als 1 ist eine Minderaktivität im Vergleich zur Bezugsbedingung indiziert. Die verwendete Referenzbedingung ist auch deshalb naheliegend, weil das Training der Querschnittgelähmten mit dem One-leg-Muster mit 40 Schritten pro Minute durchgeführt wurde.

### 3.3 Funktionelle Elektrostimulation

#### Der Stimulator „Compex Motion“

Für die funktionelle Elektrostimulation (FES) wurde der „Compex Motion“ (Compex Motion und ETH Zürich, Schweiz) genutzt. Das ist ein transkutane Stimulator, der die Muskeln durch eine Auslösung eines Aktionspotentials am Motorpunkt des jeweiligen Muskels aktiviert (Keller et al. 2002).



**Abbildung 7: Das Compex-System** Es besteht aus Stimulator, Chip-Karte und Elektroden

Das Gerät besitzt vier unabhängige Kanäle. In der Studie wurden zwei Stimulatoren benutzt, wodurch sich die Anzahl auf bis zu 8 Kanäle erhöhte. Für jeden Kanal wurde ein separates Stimulationsprotokoll programmiert. Eine Chipkarte speicherte dieses Protokoll, die dazugehörigen Stimulationsparameter und die chronologische Abfolge. Während des Trainings bestand die Möglichkeit, die Intensität durch Verstellen der Stromstärke anzupassen. Das Stimulationsprotokoll war so programmiert, dass es der ERIGO nach jedem Gangzyklus durch den Stimulationstrigger neu startete. Bei elektrischer Muskelstimulation ist die Ermüdung ein wesentliches Kriterium. Für lang andauernde Stimulationen, wie ein 30-minütiges Bewegungstraining, sollten Parameter gewählt werden, die die Ermüdung möglichst klein halten. Kesar zeigte, dass die Ermüdung bei geringen Frequenzen und längeren Pulsbreiten weniger

stark ist, als bei hohen Frequenzen mit kurzen Pulsen (Kesar und Binder-Macleod 2006). Es ist notwendig eine genügende Verschmelzung der Aktionspotentiale (Tetanus) zu erreichen. Für die stimulierten Muskeln ist dies bei Stimulationsfrequenzen ab 15-20Hz zu erwarten, was die Wahl der Pulsfrequenz von 20Hz begründet.

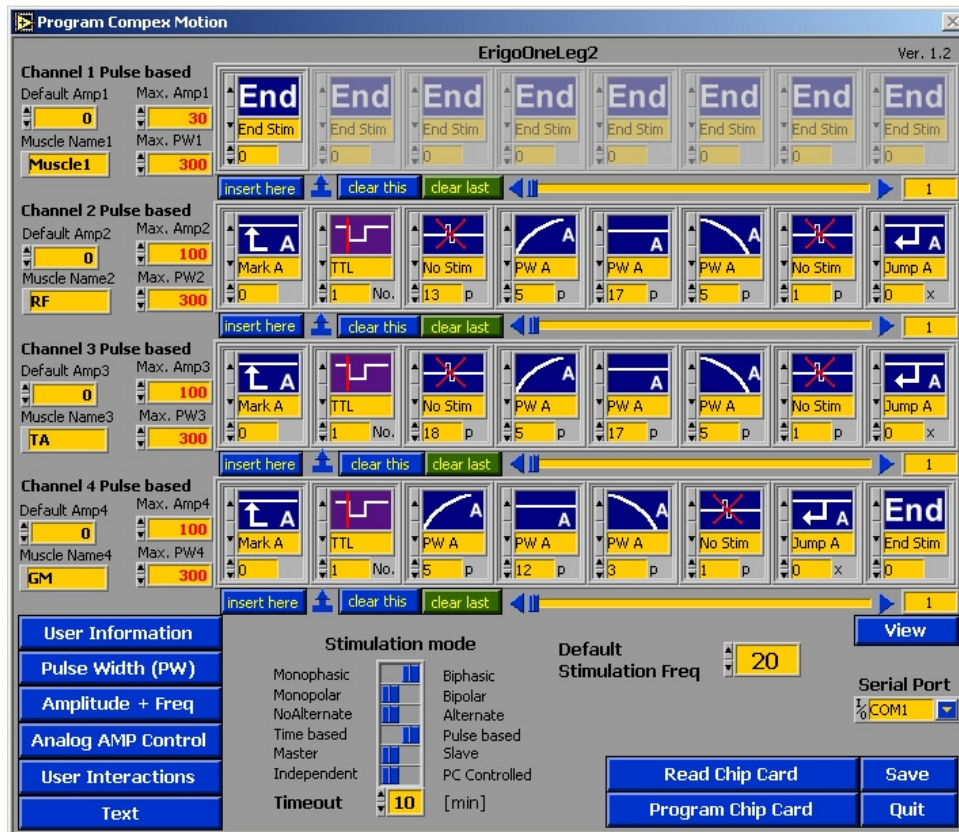


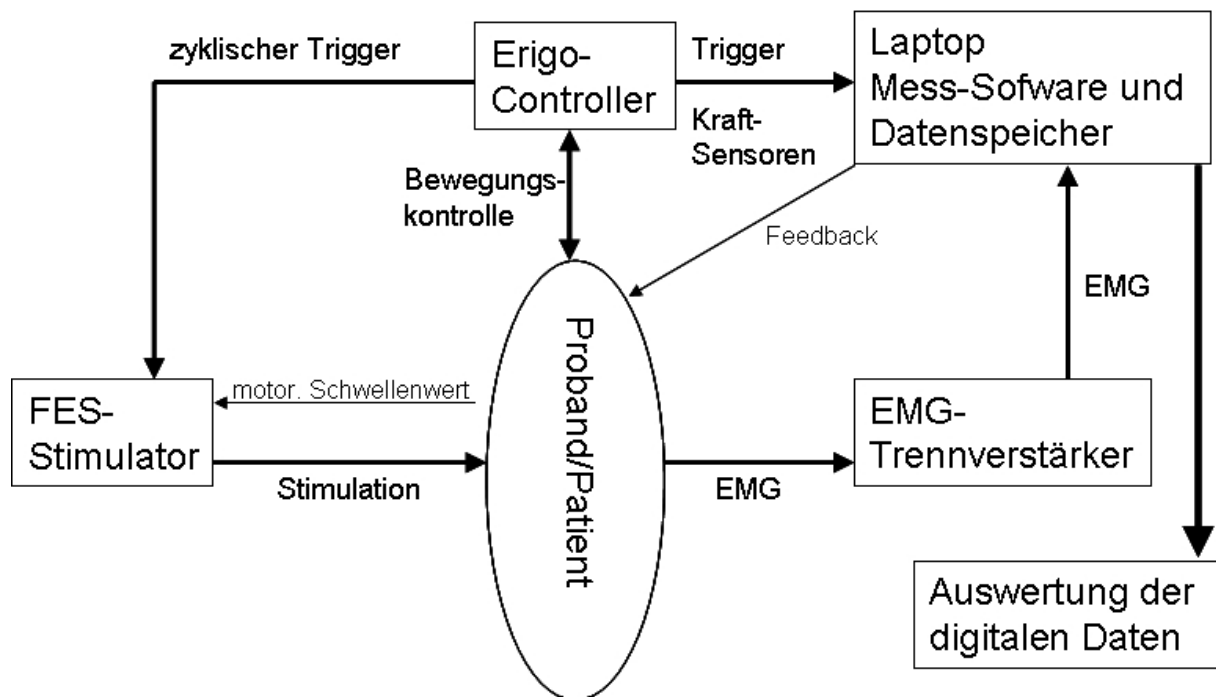
Abbildung 8: Programmieroberfläche für die Complex Chip-Karten

### 3.4 Versuchsaufbau

Für beide Teilstudien wurden neue methodische Ansätze konzipiert. Die **EMG-Analyse-Studie** untersuchte den ERIGO als ein innovatives Therapiegerät und dessen Schnittstellen zu dem Elektrostimulations- und dem Aufzeichnungssystem für die elektromyographischen Signale. Die **Erigo-Trainingsstudie** musste die etablierten Messsysteme auf die spezifischen Anforderungen anpassen.

Im Zentrum des Versuchsaufbaus steht der Proband bzw. der Patient auf dem Kipptisch-Stepper-System (Abbildung 9). Der Proband führt die Bewegungen unter den Vorgaben des ERIGO aus. Der ERIGO-Controller war mit der Aufzeichnungseinheit verbunden. Das Trigger-Signal gab der EMG-Aufzeichnung den Bewegungszyklus und dem Stimulationsgerät den Neubeginn des

Stimulationszyklus an. Die EMG-Signale werden durch den Trennverstärker („ISOLAMP“) getrennt und weiter zum Messcomputer geleitet.



**Abbildung 9: Schematischer Versuchsaufbau aus Mess- und Steuereinheiten**

Das Complex-Stimulationssystem war am ERIGO mit Klettbändern befestigt und durch die Elektroden mit dem Patienten verbunden. Das EMG-Messsystem wurde auf einem separaten Messgestell platziert. Der Proband bzw. Patient wurde stets über eine neutrale Elektrode geerdet.

## 4 EMG-Analyse-Studie mit Gesunden

### 4.1 Studiendesign

Für die Ermittlung einer „Normalsituation“ an Gesunden wurde eine Querschnittstudie mit 20 Probanden geplant. Die Messungen fanden im Forschungslabor der Uniklinik Balgrist (Zürich) im Zeitraum zwischen Dezember 2006 und Januar 2007 statt, in dem jeder Proband einen Termin wahrnehmen musste.

### 4.2 Probanden

Alle Probanden nahmen freiwillig an der Studie teil (informed consent), die von der zuständigen Ethikkommission genehmigt wurde. Die Einschlusskriterien waren allgemeines Wohlbefinden und ein Alter zwischen 18 und 70 Jahren. Ausgeschlossen wurden Probanden mit Schmerzen im muskuloskelettalen System und neurologischen Ausfällen oder Erkrankungen. Zur Sicherheit wurden 23 Probanden gemessen, wovon zwei auf Grund messtechnischer Fehler nicht verwendet werden konnten und von der Analyse ausgeschlossen wurden.

Probanden	Alter	Größe	Gewicht	BMI	Geschlecht
1	22	175	75	24,5	w
2	34	169	56	19,6	w
3	69	189	85	23,8	m
4	35	166	77	27,9	w
5	52	163	68	25,6	w
6	70	174	70	23,1	m
7	31	178	61	19,3	w
8	28	165	58	21,3	w
9	23	168	56	19,8	w
10	26	177	63	20,1	m
11	23	180	65	20,1	m
12	24	176	55	17,8	m
13	26	188	73	20,7	m
14	20	173	66	22,1	m
15	30	189	70	19,6	m
16	27	173	66	22,1	w
17	32	181	81	24,7	m
18	42	173	72	24,1	m
19	32	170	70	24,2	w
20	22	174	67	22,1	m
21	28	170	64	22,1	w
Mittel +/- SD	33,1 +/- 13,8	174,8 +/- 7,3	67,5 +/- 7,9	22,1 +/- 2,5	10w/11m

**Tabelle 4: Übersicht über die analysierten Probanden**

### 4.3 Bewegungskonditionen

Der Versuch untersuchte den Einfluss der verschiedenen Gangmuster auf die Muskelaktivität. Die unterschiedlichen Einstellungen waren, wie in der Tabelle 5 dargestellt, kombiniert worden. Die Reihenfolge der Darstellung wurde für die leichtere Überschaubarkeit in Gruppen zusammengefasst. Die Ruhemessungen stellten die Rahmenbedingungen dar. Die drei Gangmuster wurden als nächste Gruppe dargestellt. Dann folgten die Varianten des One-Leg-Musters im Stehen und im Liegen, die jeweils nach Geschwindigkeit und Hüftwinkel geordnet wurden.

Kondition	Gangmuster	Geschwindigkeit	Stehen/Liegen	Hüftextension
1	Ruhe EMG	0	Liegen	0°
2	Standard	40	Stehen	0°
3	Sinus	40	Stehen	0°
4	One-leg	40	Stehen	0°
5	One-leg	20	Stehen	0°
6	One-leg	60	Stehen	0°
7	One-leg	40	Stehen	20°
8	One-leg	60	Stehen	20°
9	One-leg	20	Liegen	0°
10	One-leg	40	Liegen	0°
11	One-leg	40	Liegen	20°
12	One-leg	40	Stehen	0°
13	Ruhe EMG	0	Liegen	0°

**Tabelle 5: Übersicht über die Konditionen**

Die Kondition 1 und 4 wurden immer zu Beginn und die Kondition 12 und 13 immer am Ende der Messung durchgeführt. Aus dem Vergleich der Ruhe-EMG-Aktivitäten (Kondition 1 und 13) konnte man die Veränderung der Grundaktivität und die Qualität der Aufzeichnung ersehen. Aus dem Vergleich der Konditionen 4 und 12 erhielt man Informationen über evtl. Adaptionen der Probanden.

Die Bedingungen 2, 3 und 5 bis 11 wurden in der Reihenfolge randomisiert, um einen möglichen Einfluss der vorausgehenden Situation auf die Messung auszugleichen. Vor jeder Aufzeichnung der jeweiligen Kondition, bekam der Proband die Möglichkeit, sich an das jeweilige Bewegungsmuster zu gewöhnen. Wenn der Proband sagte, er hätte jetzt ein Gefühl der gleichmäßigen Bewegung, wurde mit der Messung der 40 Gangzyklen begonnen.

#### **4.4 Versuchsablauf**

Die Messung der Probanden ließ sich in zwei Teile untergliedern. Teil A war ein 20minütiges Probelaufen im ERIGO, um mit dem Gerät und den Bewegungseinstellungen vertraut zu werden. Teil B untersuchte, wie verschiedene Gangmuster die Muskelaktivierung beeinflussen. Die Symmetrie des Ganges wurde in vielen Arbeiten vorausgesetzt und im Allgemeinen war eine Annahme der Symmetrie in der Literatur üblich. Das Review von Sadeghi zeigte jedoch die Breite dieser Diskussion auf (Sadeghi et al. 2000). Es gibt Anwendungen, in denen die Unterschiede hervorgearbeitet werden müssen (z.B.: Hemiplegie nach Schlaganfall). Auch für gezielte Aufgaben (z.B.: einen Fußball schießen) spielt die Seitenpräferenz eine Rolle. Maupas et al. fanden Unterschiede in der Bewegungsgeometrie, die jedoch nicht mit der Händigkeit korrelierten (Maupas et al. 2002). Zverev konnte ebenfalls keinen Zusammenhang zwischen der Seitenpräferenz und Raum- und Winkeleigenschaften beim Gehen zeigen (Zverev 2006). Daraus leitete sich die Entscheidung ab, dass in der „EMG-Analyse-Studie“ alle EMG-Messungen nur an einem Bein durchgeführt werden konnten. Damit konnte der Aufwand für die Probanden verringert werden, wobei die Datenqualität gewahrt blieb.

#### **4.5 Messung im ERIGO**

In den 20 Minuten des ersten Teils wurden dem Probanden die einzelnen Einstellungen vorgestellt. Die Aufgabe der Probanden war es, sich an die Muster zu gewöhnen und gleichmäßige Schritte durchzuführen. Nach dem Anbringen der Elektroden folgten etwa 15min Pause. Insgesamt lagen zwischen dem Probelauf und der Messung etwa 30min, in denen die Muskeln sich wieder erholen konnten. Der Teil B des Versuchs bestand aus der eigentlichen EMG-Messung im ERIGO. Dabei sollte der Testperson bei verschiedenen Bewegungskonditionen mit gleich bleibender Aktivität „mitgehen“, um eine vergleichbare Situation über die gesamte Messung zu gewährleisten. Als Orientierung für diese Aktivität galten zwei Beschreibungen. Erstens sollte sich das Gefühl einer „normalen“ Gangbewegung einstellen. Die Teilnehmer wurden aufgefordert aktiv mitzulaufen und sich nicht durch das ERIGO-Gerät unterstützen zu lassen oder das ERIGO-System mit zu ziehen, sondern die vorbeschriebenen Bewegungen frei durchzuführen. Der ERIGO sollte nur die Bewegungsgeschwindigkeit und den Umfang der Bewegung markieren, die Versuchspersonen selbst durchführen sollten. Zweitens dienten die



Angaben der Kraftsensoren der Antriebe als Maß, mit dem die Gangbewegung durch die Motoren unterstützt werden musste. Die Kraftsensoren gaben die zusätzliche Kraft an, mit der sie belastet bzw. entlastet wurden. Diese Kurven wurden auf dem Bildschirm des Messrechners abgebildet. Der Idealfall einer vollständigen Entlastung des Motors resultierte in einer glatten Kurve mit minimaler Amplitude. Außerdem gab es unmittelbar vor der Beugung einen Moment, in dem der Proband bereits etwas vorspannt und so den Kraftsensor entlastet, was sich in der Kurve in einer Negativierung darstellt. Daraufhin wurde er aufgefordert, „etwas aktiver“ oder „weniger aktiv“ zu laufen, um der Idealkurve möglichst nah zu kommen. Dieses Annähern an die optimale Bewegung wurde in jeder Messkondition neu durchgeführt. Wenn der Versuchsteilnehmer ein stabiles Bewegungsmuster gefunden hatte, begann die Messung. Es wurden 40 komplette Gangzyklen aufgezeichnet. Je nach Tempo entsprach das einer bis vier Minuten. Auch während dieser Messungen wurde dem Probanden ein Feedback zu seiner Aktivität gegeben. Für die Ruhe-Bedingung wurden 3min zu Beginn und nach Beendigung der Bewegungen aufgezeichnet.

## **4.6 Datenanalyse**

### **4.6.1 Analyse der Phasenverläufe**

Aus den Übersichtsdarstellungen der Muskelnaktivitätsphasen der einzelnen Konditionen wurden in Matlab 1/0-kodierte Funktionen generiert, die dann eine Summierung erlaubt. Aus den Summen von 21 Probanden ergaben sich Aktivitätswahrscheinlichkeiten. So konnten zum Aktiv/Inaktiv-Kriterium zusätzlich die Quartile graphisch dargestellt werden. Diese veranschaulichten, wie wahrscheinlich eine Aktivität im Verlauf der Bewegung unter diesen 21 Probanden war, um so eine genauere Aussage zum Verlauf und Häufigkeiten zu ermöglichen. Diese Kurven wurden nur deskriptiv ausgewertet, da weiterführende statistische Möglichkeiten bei dieser Art der Signalauswertung bisher nicht etabliert sind.

### **4.6.2 Analyse der Amplitudenwerte**

Die normierte RMS wurde in die statistische Analysesoftware (SPSS 14; SPSS Inc; USA) eingebracht. Es ergab sich eine Matrix aus 13 Konditionen mal 21 Probanden für jeden der vier Muskeln. Zunächst wurden beschreibende Verfahren gewählt, um die Mediane und Quartile zu bestimmen. Diese wurden in einem Boxplot dargestellt.

Als Maß für die Konstanz der Messung wurde der Wilcoxon-Rang-Test für die Kontrollkonditionen zu Beginn und am Ende durchgeführt. Bei „Loading“ (stehen und liegen) und Hüftwinkel (180° und 200°) wurde der Wilcoxon-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde allgemein bei  $p < 0.05$  festgesetzt. Bei den Einflussgrößen „Geschwindigkeit“ (20, 40 und 60 Schritte/min) und „Gangmuster“ (Standard, Sinus und One-leg) sind jeweils drei Einstellungen verglichen worden. In diesen Fällen wurde mit dem Friedman-Test auf Unterschiede getestet und mit Wilcoxon auf Signifikanz geprüft. Diese Resultate wurden nach der Bonferroni-Methode korrigiert. Das bedeutet, dass das Signifikanzniveau in diesen Fällen bei  $p < 0.016$  festgelegt war.

## **5 ERIGO-Trainingsstudie mit querschnittgelähmten Patienten**

### ***5.1 Studiendesign***

In dieser Arbeit werden die ersten vorläufigen Ergebnisse einer umfassenden Studie ausgewertet und vorgestellt. Dennoch wird hier das gesamte Studienprotokoll aufgezeigt. Zum einen stellte die Entwicklung des Protokolls einen wesentlichen Teil der Arbeit dar, zum anderen, um die hier diskutierten Ergebnisse in den Kontext der Gesamtstudie einzuordnen.

Es handelte sich bei der Studie um eine kontrollierte, einfach verblindete klinische Studie. Die Interventionsgruppe erhielt eine Kombination aus ERIGO-Training und FES. Die Kontrollgruppe unterschied sich nur durch das Wegfallen der Elektrostimulation. Die Gruppenzugehörigkeit wurde durch eine gepaarte Randomisierung eingeteilt.

### ***5.2 Patienten – Ein- und Ausschlusskriterien***

Das Alter zum Einschließen von Patienten reicht von 18 bis 70 Jahren. Um Effekte durch Spontanheilung zu minimieren, musste die Ursache der Rückenmarksverletzung mind. 6 Monate in der Vergangenheit liegen, also ein chronisches Stadium erreicht haben. Die Läsion musste traumatischer Ursache sein und die Rückenmarkssegmente im Bereich C4 bis Th12 betreffen. Bei tieferen Segmenten treten zunehmend auch Läsionen an peripheren Nerven (2. Motoneuron) innerhalb des Spinalkanals auf. Die Verbesserung der Gehfähigkeit ist nur bei motorisch inkompletten Para- oder Tetraplegien ein reales Ziel. Diese erhaltene Restfunktion wird nach dem ASIA-Protokoll in die Kategorie C und D eingeteilt. Der Reiz einer 30minütigen Bewegung hatte nur dann einen Trainingseffekt, wenn die Patienten eine eingeschränkte Gehfähigkeit aufwiesen.

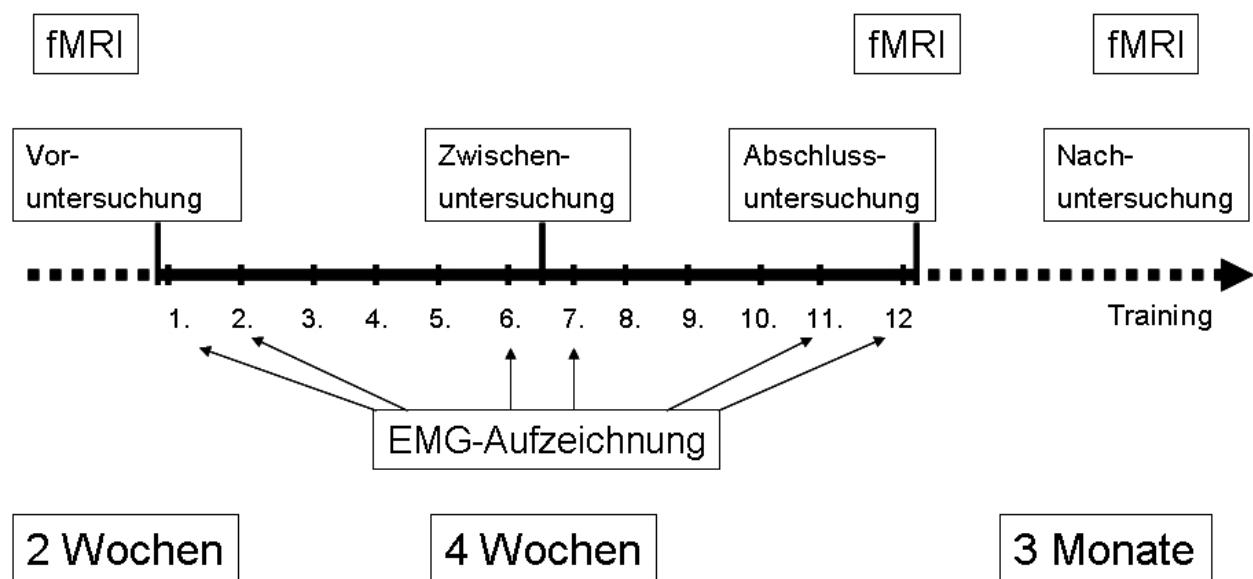
Von der Teilnahme an der Studie ausgeschlossen wurden Patienten mit progressiven Erkrankungen (Multiple Sklerose; Tumoren; Autoimmunerkrankungen), die das ZNS betreffen und dadurch Veränderungen hätten hervorrufen können. Das genutzte FES-Gerät war nicht für Patienten mit Herzschrittmachen oder anderen

implantierten Stimulationssystemen zugelassen. Ebenso durfte es nicht bei Schwangerschaft, Epilepsie, autonomer Dysreflexie, Schädigungen der peripheren zu stimulierenden motorischen Nerven, Hautveränderungen und Metallimplantaten im Stimulationsgebiet angewandt werden.

### 5.3 Untersuchungen und Messgrößen

Das gesamte Training setzte sich aus 12 Einheiten zusammen, die sich über vier Wochen verteilen.

Die Studie war für die Teilnehmer in drei Abschnitte unterteilt. Vor Trainingsbeginn wurden die Patienten, innerhalb von 2 Wochen, in zwei Baseline-Messungen untersucht. Die Trainingsphase dauerte 4 Wochen, woran sich eine Follow-up-Phase von 3 Monaten anschloss (Abbildung 10).



**Abbildung 10: Verlauf der Untersuchungen der Patienten** (Die fMRI-Aufnahmen wurden im Versuchsprotokoll geplant, aber nur mit Patientin 4 durchgeführt. Die Resultate werden in dieser Arbeit nicht erörtert)

Die Messgrößen unterteilen sich in Parameter, die

- a) bei jedem Training durchgeführt wurden (Blutdruck und Puls)
- b) zu festgelegten Trainingsterminen durchgeführt wurden (EMG-Aufzeichnungen)
- c) unabhängig vom Training erhoben wurden (funktionelle Messungen)

### 5.3.1 Kardiovaskuläre Parameter

Die kardiovaskuläre Situation wurde durch die Erfassung von Puls und Blutdruck gekennzeichnet. Zusätzlich wurde der Patient stets beobachtet, so dass im Falle einer Synkope mit Abbruch des Kipptrainings reagiert werden konnte. Der Blutdruck wurde mit einer Manschette am Oberarm, der Puls mittels eines Fingerclips durch einen üblichen Überwachungsmonitor (Marquette „Eagle 3000“, General Electrics, USA), alle 2 Minuten gemessen und gespeichert. Zeichen, die für eine Kreislaufsynkope sprachen, waren Beschwerden des Patienten, Blässe und Schwitzen. Gleichzeitig kommt es zum Blutdruckabfall und einer reaktiven Zunahme der Pulsfrequenz. Die Pulsfrequenz wurde anschließend auf die Varianz untersucht. Das Ausmaß der kardialen Reaktion konnte damit abgeschätzt werden. Um diese Werte zu normieren, wurde der Variationskoeffizient ermittelt. Dieser berechnet sich als der Quotient aus der Standardabweichung und dem Mittelwert (Formel 2), und gibt an, wie stark sich die Pulsfrequenz während des ERIGO-Trainings bezogen auf den Durchschnittswert verändert hat.

$$\text{VarK}(X) = \frac{\text{Standardabweichung}(X)}{\text{Mittelwert}(X)}$$

**Formel 2: Berechnung des Variationskoeffizient**

### 5.3.2 Die EMG-Aufzeichnung

Die EMG-Aufzeichnung wurde sechs Mal durchgeführt. Jeweils der 1. und 2., der 6. und 7. sowie der 11. und 12. Termin wurden für diese Messung festgelegt. Die Durchführung entsprach der der Gesunden.

Zwei Unterschiede gab es. Der Biceps femoris wurde nicht aufgezeichnet und anstatt des Vastus lateralis wurde der Vastus medialis genutzt. Dies hängt mit einer veränderten Kniemanschette zusammen, die bei den Patienten benutzt wurde. Diese hatte ihre Befestigungen weiter proximal über den Vastus lateralis und Biceps femoris. Die veränderte EMG-Ableitung der Kniestreckermuskeln führt zu Unterschieden in der Aktivierung (Scholle et al. 1992). Auf Grund der funktionell synergistischen Wirkung auf die Kniegelenksstreckung waren beiden Studienteile zumindest im zeitlichen Aktivierungsverlauf vergleichbar. Für die EMG-Amplituden als Maß für die myoelektrische Aktivierung gilt diese Vergleichbarkeit jedoch nicht.

Die Aufzeichnungen wurden in Ruhe gestartet, über die Beinbewegung im Liegen und über die ersten 5 min des Stehens fortgeführt. Am Ende des Trainings wurde spiegelbildlich (von der Bewegung im Stehen hin zur Ruhephase) verfahren.

### 5.3.3 Funktionelle Untersuchungen

Alle funktionellen Untersuchungen wurden zu jedem Untersuchungszeitpunkt durch erfahrene und geschulte Physiotherapeuten des Paraplegikerzentrums (Uniklinik Balgrist; Schweiz) durchgeführt. Diese waren zur Gruppenzugehörigkeit der Patienten verblindet. Insgesamt waren drei Physiotherapeuten an der Beurteilung aller Patienten beteiligt. Es wurde angestrebt, jeden Patient immer vom selben Physiotherapeuten untersuchen zu lassen, um den Interrater-Fehler so gering wie möglich zu halten. Die Teilnehmer wurden im Verlauf der Studienteilnahme fünfmal untersucht. Zwei Untersuchungstermine fanden vor Beginn des Trainings als Baseline-Ermittlung statt, wobei die erste Untersuchung gleichzeitig die Eignung für die Studie prüft. Die dritte Untersuchung erfolgte nach dem 6. Training und die vierte nach dem letzten Training. Drei Monate nach Abschluss des Trainings wird eine Follow-up-Untersuchung durchgeführt, um die Langzeitwirkungen zu analysieren.

Level	Hilfsmittel	Schienen	Unterstützung	Gangstrecke
0				unfähig
1	Barrenholmen	Ja	2 Personen	< 10m
2	Barrenholmen	Ja	2 Personen	10m
3	Barrenholmen	Ja	1 Person	10m
4	Barrenholmen	Nein	1 Person	10m
5	Barrenholmen	Ja	Keine	10m
6	Laufgestell	Ja	1 Person	10m
7	2 Unterarmstützen	Ja	1 Person	10m
8	Laufgestell	Nein	1 Person	10m
9	Laufgestell	Ja	Keine	10m
10	1 Unterarmstütze	Ja	1 Person	10m
11	2 Unterarmstützen	Nein	1 Person	10m
12	2 Unterarmstützen	Ja	Keine	10m
13	Laufgestell	Nein	Keine	10m
14	1 Unterarmstütze	Nein	1 Person	10m
15	1 Unterarmstütze	Ja	Keine	10m
16	2 Unterarmstützen	Nein	Keine	10m
17	Kein	Nein	1 Person	10m
18	Kein	Ja	Keine	10m
19	1 Unterarmstütze	Nein	Keine	10m
20	Kein	Nein	Keine	10m

Tabelle 6: Übersicht über den Walking index for spinal cord injury (WISCI II)

Der „Walking index in spinal cord injury“ (WISCI) spiegelt die Qualität der Fortbewegung wider. Er wird in der Rehabilitation der Gangfunktion bei Querschnittgelähmten genutzt, um Fortschritte auf einer Ordinalskala zu erfassen (Tabelle 6). Diese Skala wurde vom Autor selbst überarbeitet. In dieser aktuellen Form (WISCI II) ist eine Klassifikation von nicht lauffähigen Patienten (WISCI II = 0) möglich. Erweitert wurde die Skala um das Niveau 17, bei dem die Patienten ohne Hilfsmittel laufen konnten, aber eine Schiene benutzten (Ditunno 2001).

Im **manuellen Muskeltest** (MMT) wurden die Kraftgrade nach dem Medical Research Council (Florence et al. 1992) erhoben (Tabelle 7).

Kraftgrad	Definition
0	fehlende Muskelkontraktion
1	sichtbare Muskelanspannung
2	Bewegung unter aufgehobener Schwerkraft
3	Bewegung gegen die Schwerkraft
4	Bewegung gegen mäßigen Widerstand
5	Bewegung gegen kräftigen Widerstand / Normal

**Tabelle 7: Einteilung der Kraftgrade bei dem manuellen Muskeltest**

Der **modifizierte Ashworth-Test** wurde gewählt, um die Spastik zu messen (Ashworth 1964). Da die Spastik ein sehr vielfältiges und variables Auftreten auszeichnet, wurde diese Methode oft kritisiert. Dennoch ist es für geschulte Physiotherapeuten ein zuverlässiges Instrument, um relevante Veränderungen festzustellen (Bohannon und Smith 1987, Priebe et al. 1996, Skold et al. 1999).

Wert	Definition
0	Kein erhöhter Tonus
1	Leichte Tonuserhöhung, die an einem "catch and release" erkennbar wird oder an einem minimalen Widerstand am Ende des Bewegungsausmaßes, wenn die betroffene Gliedmaße in Flexion oder Extension bewegt wird
2	Leichte Tonuserhöhung, die an einem "catch" erkennbar wird, der gefolgt wird von einem minimalen Widerstand durch den gesamten restlichen (weniger als die Hälfte des) Bewegungsweg
3	Stärker ausgeprägte Tonuserhöhung durch die meisten Anteile des Bewegungsweges, die betroffenen Gliedmaßen sind aber leicht beweglich
4	Erhebliche Erhöhung des Muskeltonus, passive Bewegung ist schwierig

**Tabelle 8: Beurteilung der Spastik nach der modifizierten Ashworth-Skala**

## 5.4 Vorbereitung und Durchführung der Trainingseinheiten

Das gesamte Training setzte sich aus 12 Einheiten, die sich über vier Wochen verteilten, zusammen. Der Patient wurde instruiert, im Vorfeld des Trainings genügend zu trinken und 1h vor dem Training nichts zu essen. In beiden Gruppen mussten die Elektroden für die Stimulation angebracht, aber nur in der Interventionsgruppe die Stimulationsstärke bestimmt werden. Dafür wurden 15 min benötigt. Beim ersten Training musste der ERIGO auf den Patienten eingestellt werden, was etwa 20 min beanspruchte. Die eigentliche Trainingseinheit umfasste je 40 min. Sie begann mit einer fünfminütigen Liegephase, woran sich das Aufrichten des Kipptisches auf 80° für 30 min anschloss und mit einer zweiten fünfminütigen Ruhephase endete. Der Beintrieb wurde vor dem Aufstellen aktiviert und nach dem Herabstellen abgestellt. Das Stimulationsprogramm wurde nur während der aufgerichteten Zeit durchgeführt.

In der Interventionsgruppe der querschnittgelähmten Patienten erhielten der M. quadriceps femoris, der M. tibialis anterior und der M. gastrocnemius medialis funktionelle Elektrostimulation. Für den Quadriceps femoris galt, dass die Stimulation für die drei oberflächennahen Anteile (Vastus rectus, medialis und lateralis) visuell und palpatorisch kontrolliert werden konnte. Der Aktivierungsumfang für den Vastus intermedius wurde nicht erfasst. Der M. quadriceps femoris wurde in der Streckphase stimuliert, der M. tibialis anterior in der Standphase und der M. gastrocnemius zur Unterstützung der Kniebeugung (Abbildung 11).

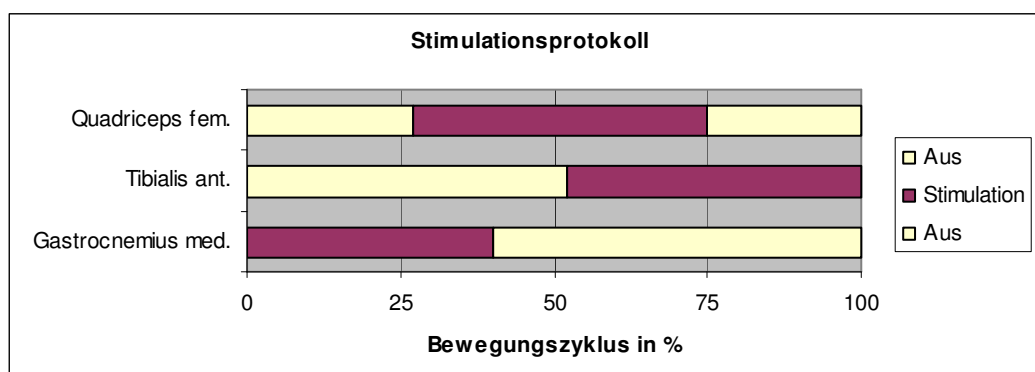


Abbildung 11: Übersicht der Stimulation der Muskeln



Die Stimulationsstärke wurde vor jedem Training neu bestimmt. Für die Stimulation galt die doppelte Stromstärke der motorischen Schwelle. Dafür klebten die stimulierenden Elektroden über den Motorpunkten (Kendall et al. 2005) der Muskeln. Die motorische Schwelle ist die Stromstärke, bei der eine motorische Antwort auslösbar ist. Beim Auftreten von Schmerzen während der Stimulation wurden die Elektrodenpositionen optimiert. In einigen Fällen wurde die Stärke gewählt, die der Patient maximal tolerieren konnte. Da diese Toleranzschwelle sich im Verlauf des Trainings erhöht, konnte die Stimulationsstärke im Verlauf einer Trainingseinheit z. T. bis zur gewünschten Stärke erhöht werden. Die Stimulation wurde nach Beginn der Beinbewegung aktiviert.

Für die ERIGO-Trainingsstudie wurde das One-leg-Muster gewählt, weil es mit dem Bein in der Ruhephase die Bewegung der jeweils anderen Extremität stabilisieren kann. In den Alternativmustern kam es zu einer zeitgleichen Flexion beider Knie. Bei unzureichender Kraft der Beinmuskulatur führte das zu einem instabilen Stand und einem Verrutschen der Kniemanschetten. Deswegen kam für das Training der Patienten nur das One-leg-Muster mit 40 Schritten pro Minute zur Anwendung.

#### **5.4.1 Trainingseinheiten ohne EMG-Messung**

In Trainingssessionen, in denen keine EMG-Aufzeichnung durchgeführt wurde, entfielen die Vorbereitungen, die spezifisch für die EMG-Messung sind. Der Blutdruck und die Herzfrequenz wurden dennoch gemessen. Bei Anwendung von FES in der Interventionsgruppe, konnte die Stimulation schon im Liegen gestartet werden.

#### **5.4.2 Trainingseinheiten mit EMG-Messung**

Bei den sechs Trainingseinheiten mit EMG-Messung wurden die EMG-Elektroden nach den Stimulationselektroden angebracht. Die Mess-Elektroden wurden befestigt, während der Patient auf dem ERIGO lag. So konnten Probleme mit den Manschetten und Halterungen berücksichtigt werden. Im Anschluss gab es eine Probeaufzeichnung, um die Qualität und die Verstärkung zu optimieren. Die EMG-Aufzeichnung begann nach vollständiger Einrichtung des ERIGO mit 2 Minuten Ruhe-EMG. Danach begannen die Bewegungen und das Aufrichten des Patienten. Nach dem Einschalten der FES wurde die EMG-Aufnahme unterbrochen. Nach 30min Training wurden die Stimulation ab- und die EMG-Aufzeichnung angestellt.

## 6 Resultate der EMG-Analyse-Studie

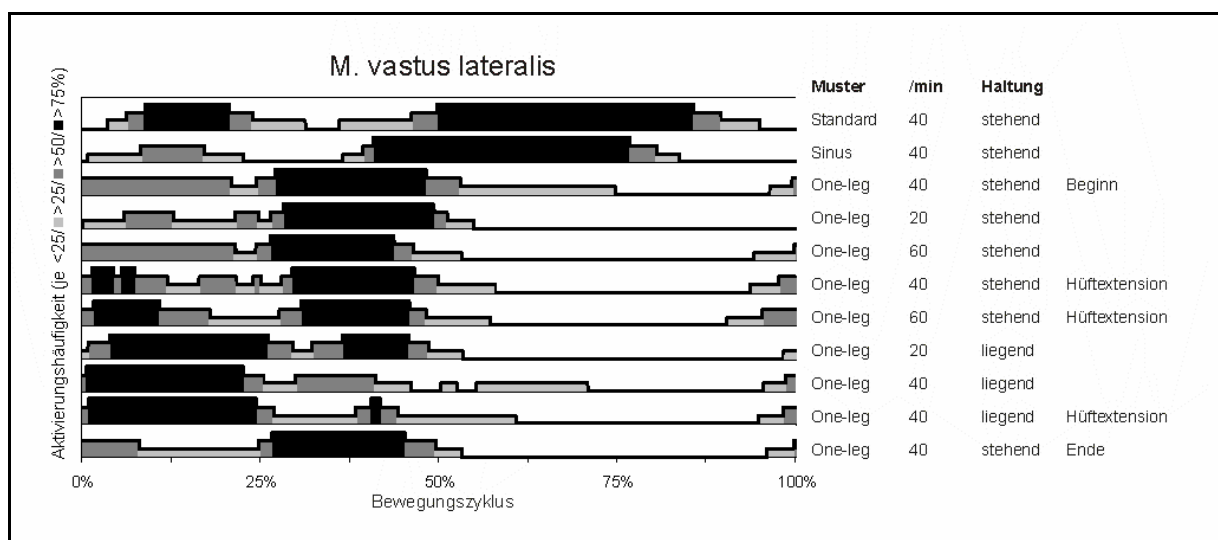
In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der EMG-Analyse-Studie dargestellt. Diese umfassen die zeitlichen Aktivierungsverläufe und die Aktivierungen des M. vastus lateralis, des M. biceps femoris, des M. tibialis anterior und des M. soleus. Der zeitliche Verlauf stellt dar, wie häufig eine Aktivität zu welchem Zeitpunkt des Bewegungszyklus war. Die Aktivierungsstärke wurde in Box-Plots veranschaulicht.

### 6.1 Resultate der zeitlichen Analyse

Es wurden vier Häufigkeitsniveaus eingeführt, die den Quartilen (<25%; >25; >50% und >75%) entsprachen. Untereinander dargestellt sind die einzelnen Bewegungskonditionen, die sich durch Bewegungsmuster, Anzahl der Schritte pro Minute und Haltung definieren (Kapitel 4.3).

#### 6.1.1 Vastus lateralis

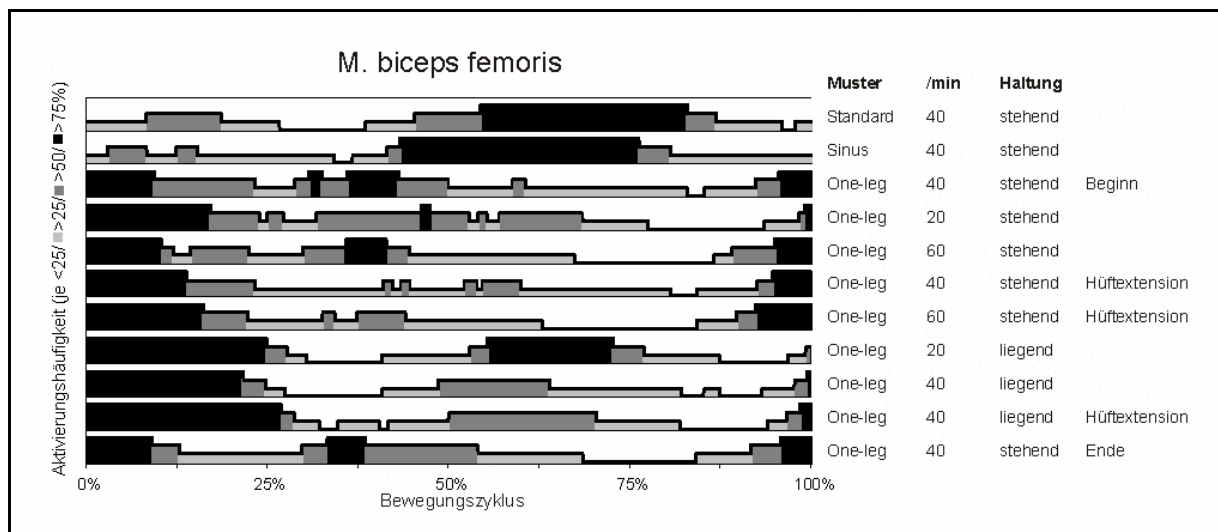
Anhand der Aktivitätsverläufe des M. vastus lateralis (Abbildung 12) konnte man die Bewegungsphasen des ERIGO und die dadurch induzierten Phasen einer myoelektrischen Aktivierung nachvollziehen.



**Abbildung 12: Aktivitätsverläufe des M. vastus lateralis in den verschiedenen Konditionen.** Die vier Aktivierungsniveaus bezeichnen die Percentilen. 0 = bei weniger als 25% der Probanden ist der Muskel aktiv. 1 = bei mehr als 25%; 2 = bei mehr als 50%; 3 = bei mehr als 75%

Während der Bewegungsphase des One-leg-Musters (0-50% des Bewegungszyklus) war der Vastus lateralis aktiviert. Dabei war die myoelektrische Aktivität in zwei Phasen unterteilt. Trotz abweichender Bewegungs- und Phasenverläufe fanden sich diese zwei Aktivierungsphasen sowohl im Sinus- als auch im Standard-Muster. Im One-leg-Muster war eine Phase der muskulären Inaktivität (60-90% des Bewegungszyklus) sichtbar. Die Phasen der Muskelaktivierung gingen zeitlich mit denen der Bewegung einher. Der Vastus lateralis zeigte bei mehr als 50% der Probanden eine Aktivierung bei der Beugung des Knies und in über 75% eine Aktivierung während der Kniestreckung. Diese Verteilung war in jedem Bewegungsmuster erkennbar. In der Standphase des One-leg-Musters war der Kniestrecker inaktiv. Die Aktivierung während der Streckphase der Bewegungsmuster stellte sich länger und homogener dar als die der Beugung.

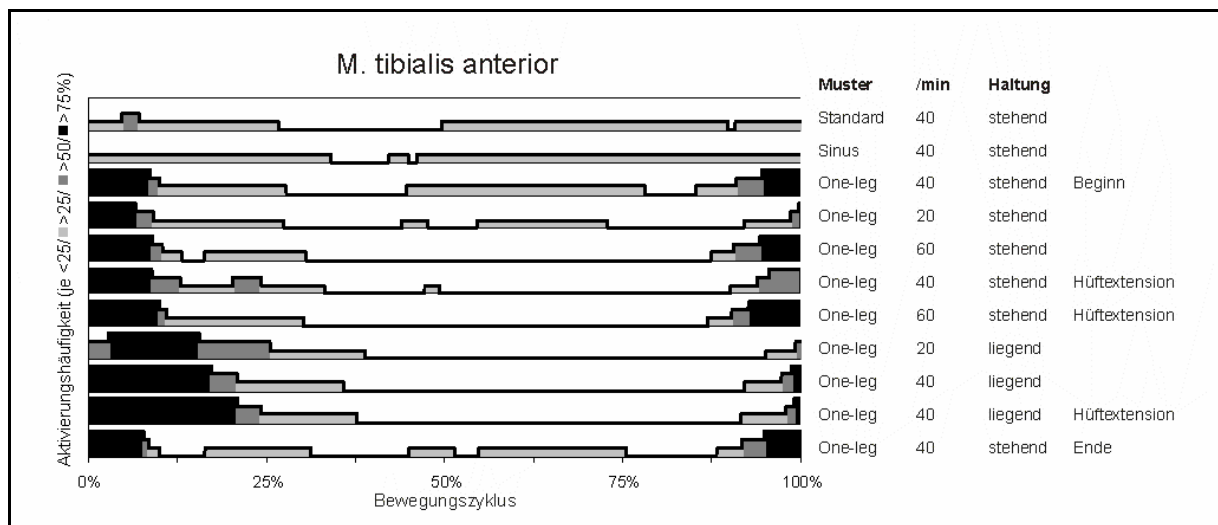
### 6.1.2 Biceps femoris



**Abbildung 13: Aktivitätsverläufe des Biceps femoris in den verschiedenen Konditionen**

Die Aktivierungskarte des Biceps femoris (Abbildung 13) wies ein heterogenes Bild auf. In der Beugephase war er in allen One-leg-Konditionen aktiv. Das Sinus- und Standard-Muster wiesen einen ähnlichen Verlauf auf. Beide zeigten eine uneinheitliche, kurze Aktivität in der Beugephase und deutliche und lange Aktivierung in der Streckphase. Die Aktivität in der Streckphase war in den liegenden Positionen stärker ausgeprägt. Insgesamt zeigte sich im Liegen ein homogeneres Bild als im Stehen.

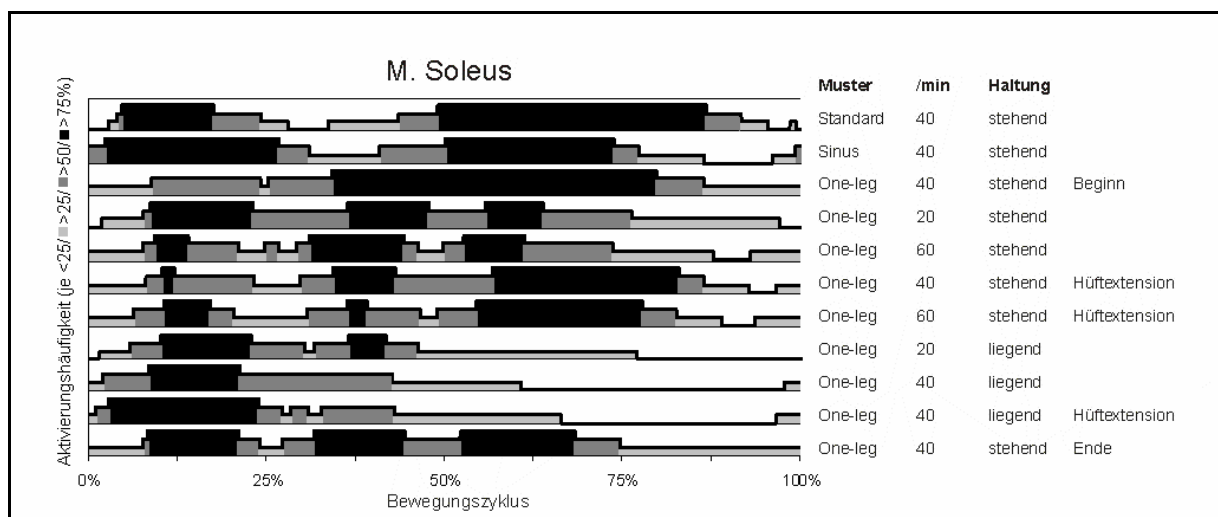
### 6.1.3 Tibialis anterior



**Abbildung 14: Aktivitätsverläufe des M. tibialis anterior in den verschiedenen Konditionen**

Der Tibialis anterior war während des One-leg-Musters nur in der Beugephase aktiv. Die Phasen der beiden Kontrollbedingungen blieben gleich, was für eine Konstanz der Aufzeichnung spricht. Die Übersicht (Abbildung 14) belegte eine Inaktivität in der Streck- und Standphase des One-leg-Musters. Auf Grund sehr großer individueller Variabilität erschien keine klare Phasendarstellung in den Alternativmustern.

### 6.1.4 Soleus



**Abbildung 15: Aktivitätsübersicht für den Soleus in den verschiedenen Konditionen**

Die Funktion des Soleus war als Antagonist zum Tibialis anterior sichtbar (Abbildung 15). Er zeigte lange und schwankende Aktivitäten in den Streck- und Standphasen. In der Beugebewegung war er inaktiv. Das Sinus- und Standardmuster wiesen

ähnliche Verläufe auf. Im Unterschied zur liegenden Position trat in der Standphase des One-leg-Musters im Stehen eine Aktivierung des Soleus auf.

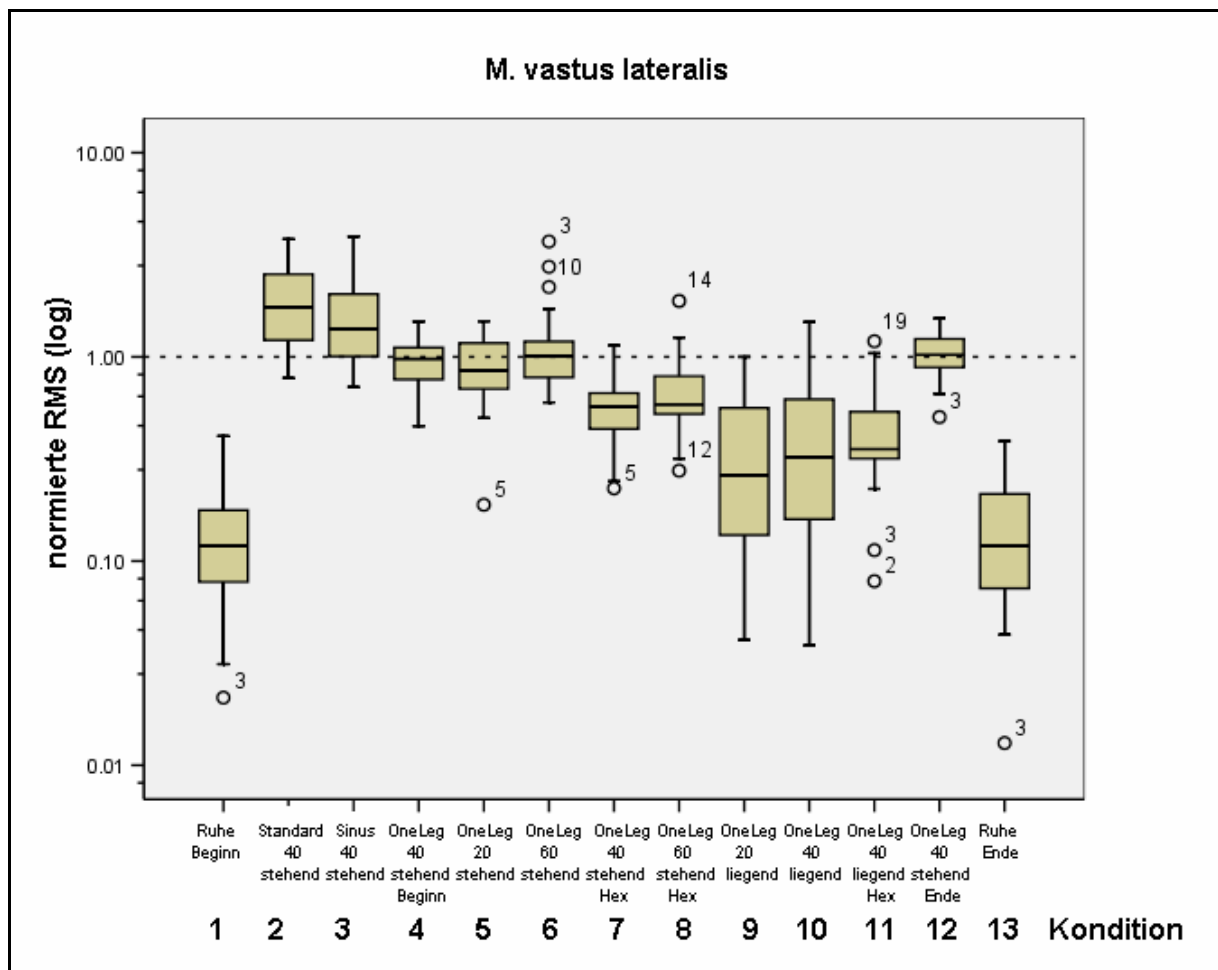
## 6.2 Resultate der Amplitudenanalyse

Die Amplitudenanalyse bewertet die Stärke der myoelektrischen Aktivität über den gesamten Bewegungszyklus hinweg. Die Amplituden sind auf den Mittelwert der Referenzmuster (Kondition 4 und 12 [One-leg-Muster; 40 Schritte/min; stehend]) normiert und damit im Verhältnis zu diesen Bewegungskonditionen abgebildet. Die Auswertung der Amplitude der elektromyographischen Aufzeichnungen wird zunächst für die einzelnen Muskeln beschrieben. Danach werden die statistischen Auswertungen der Einflussgrößen dargestellt.

Beschreibung	Kondition	Vastus lateralis	Biceps femoris	Tibialis anterior	Soleus
Ruhe Beginn	1	0,119	0,181	0,151	0,163
Standard 40 stehend	2	1,751	0,579	0,360	1,589
Sinus 40 stehend	3	1,374	0,450	0,275	1,331
One-leg 40 stehend Beg.	4	0,978	1,142	1,075	1,001
One-leg 20 stehend	5	0,860	0,760	0,467	0,864
One-leg 60 stehend	6	1,005	0,955	1,105	1,055
One-leg 40 stehend Hex.	7	0,570	0,752	1,092	0,937
One-leg 20 stehend Hex.	8	0,586	1,508	1,363	1,000
One-leg 20 liegend	9	0,264	0,992	0,798	0,373
One-leg 40 liegend	10	0,322	0,948	0,900	0,305
One-leg 40 liegend Hex.	11	0,353	1,715	0,967	0,303
One-leg 40 stehend Ende	12	1,022	0,857	0,925	0,999
Ruhe Ende	13	0,119	0,231	0,098	0,121

**Tabelle 9: Mediane der normierten RMS-Werte.** Grau hinterlegt ist die Bezugskondition zu Beginn und am Ende jeder Messung. (Abkürzung: Beg.= Beginn; Hex = Hüftextension)

## 6.2.1 Vastus lateralis

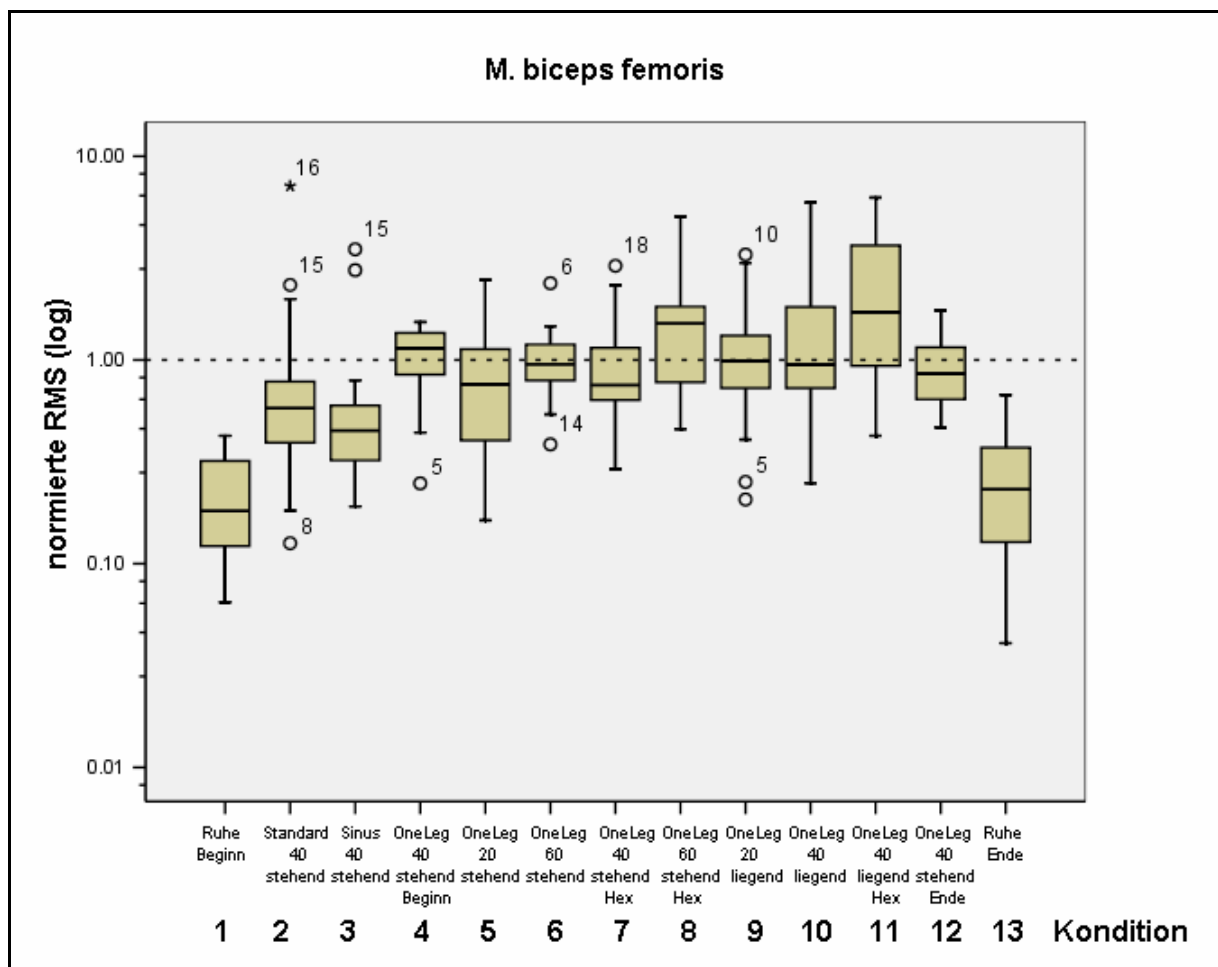


**Abbildung 16: Box-Plot der normierten RMS-Werte des Vastus lateralis** Die RMS-Werte sind auf den Mittelwert der Bezugskonditionen (Kondition 4 und 12) normiert dargestellt. Die Konditionen sind definiert über die Bewegungsmuster (One-leg-, Standard- und Sinus-Muster), die Bewegungsgeschwindigkeit (20, 40 und 60 Schritte pro min), die Haltung (stehend oder liegend) und die Hüftextension (Hex=20°).

Das Ruhe-EMG (Konditionen 1 und 13) unterschieden sich im Vergleich von Beginn und Ende der Messung nicht ( $\text{Median}_{\text{RuheBeginn}} = 0,119 / \text{Median}_{\text{RuheEnde}} = 0,119$ ). Damit war die Aufzeichnungsqualität über die Messungen als konstant anzunehmen. Ebenso zeigte die Aktivität der Referenzkonditionen (One-leg-Muster 40/min im Stehen; Kondition 4 [ $\text{Median}_{\text{Beginn}} = 0,978$ ] und Kondition 12 [ $\text{Median}_{\text{Ende}} = 1,022$ ]) nur eine leichte Erhöhung (Wilcoxon-Test  $p = 0,357$ ). Im Liegen waren alle Aktivitäten kleiner als in der Vergleichssituation im Stehen (alle  $p < 0,01$ ). Beim langsamen Bewegen im Liegen (Kondition 9) war sie am kleinsten (Median = 0,264). Die drei stehenden Konditionen ohne Hüftextension (Konditionen 4; 5 und 6) zeigten für den One-leg-Modus die stärkste Aktivierung (Median = 0,978; 0,860 und 1,005). Die

Aktivierungen bei den Konditionen mit zusätzlicher Hüftextension reduzierten sich. Der orientierende Friedman-Test zeigte Unterschiede ( $p < 0,01$ ) zwischen den Gangmustern auf. Der Wilcoxon-Rang-Test bestätigte, dass sowohl das Standard-Muster (Kondition 2 [Median = 1,751]) als auch das Sinus-Muster (Kondition 3 [Median = 1,374]) signifikant größer ( $p < 0,01$ ) als das Bezugsmuster (Kondition 4 [Median = 0,978]) waren.

## 6.2.2 Biceps femoris



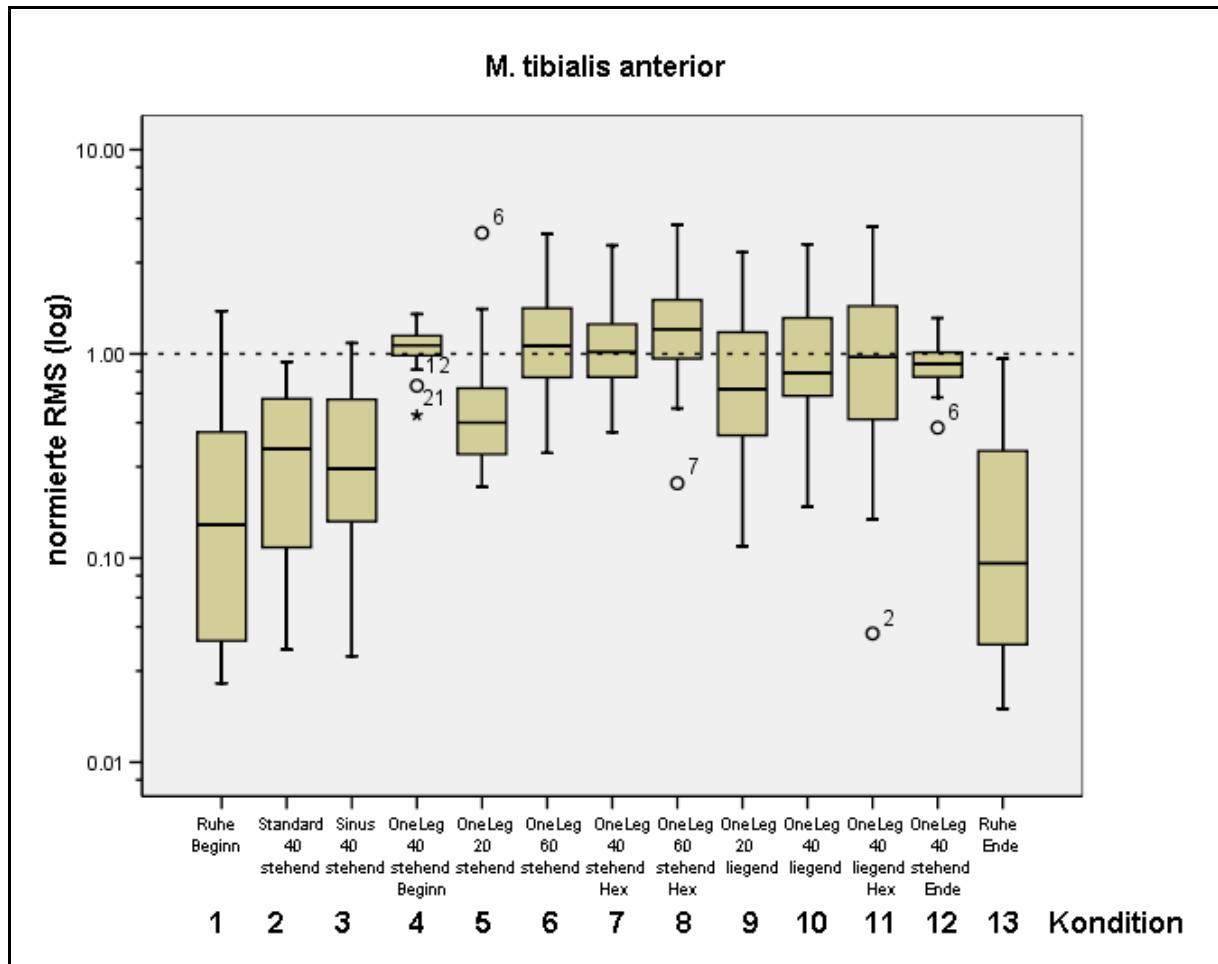
**Abbildung 17: Box-Plot der normierten RMS-Werte des Biceps femoris** Die RMS-Werte sind auf den Mittelwert der Bezugskonditionen (4 und 12) normiert dargestellt. Die Konditionen sind definiert über die Bewegungsmuster, die Bewegungsgeschwindigkeit, die Haltung und die Hüftextension.

Die Ruhe EMG-Messungen (Kondition 1 und 13 in Abbildung 17) unterschieden sich nicht, während sich die Aktivierung im Referenzmuster zu Beginn (Kondition 4 [Median = 1,143]) geringfügig größer als am Ende (Kondition 12 [Median = 0,857]) darstellte. Dies war ein entgegen gesetztes Ergebnis zum Vastus lateralis.

Mehr Aktivierung wurden durch Bewegung mit Hüftextension (Kondition 8 [Median = 1,508];  $p < 0,01$  und Kondition 11 [Median = 1,715];  $p < 0,01$ ) induziert.

Die Alternativmuster (Standard- und Sinusmuster) benötigten weniger muskuläre Aktivität. Allerdings galt das nur für das Sinus-Muster (Median = 0,450;  $p < 0,05$ ) mit ausreichender statistischer Wahrscheinlichkeit.

### 6.2.3 Tibialis anterior



**Abbildung 18: Box-Plot der normierten RMS-Werte des Tibialis anterior** Die RMS-Werte sind auf den Mittelwert der Bezugskonditionen (4 und 12) normiert dargestellt. Die Konditionen sind definiert über die Bewegungsmuster, die Bewegungsgeschwindigkeit, die Haltung und die Hüftextension.

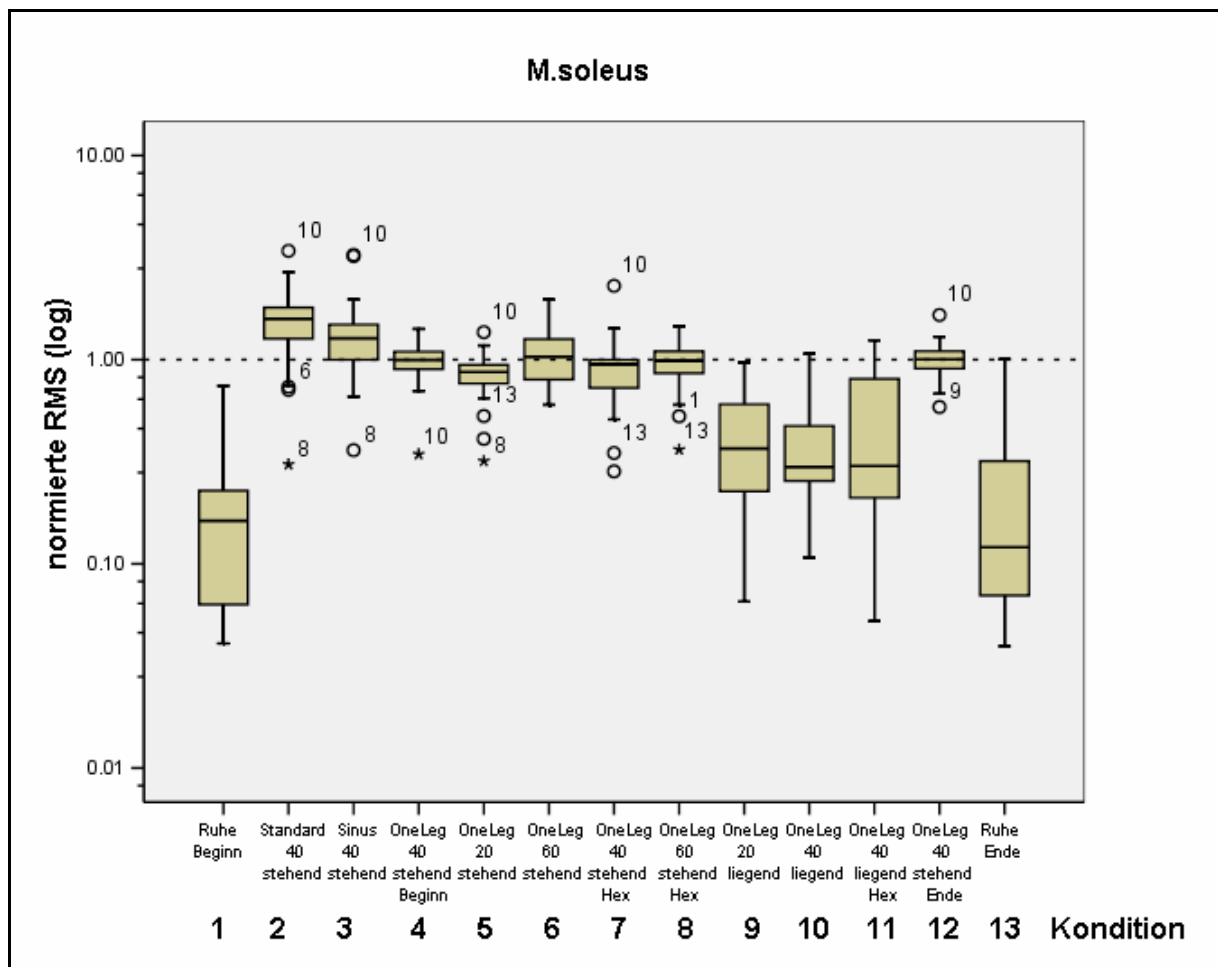
Der Median der Ruhebedingung und der Kontrollkondition zu Beginn ( $\text{Median}_{\text{Beginn/Ruhe}} = 0,151$  und  $\text{Median}_{\text{Beginn/Kontrolle}} = 1,075$ ) unterschieden sich sehr geringfügig verglichen mit dem Ende ( $\text{Median}_{\text{Ende/Ruhe}} = 0,098$  und  $\text{Median}_{\text{Ende/Kontrolle}} = 0,925$ ). Es gab keine Unterschiede zum One-leg stehen 60 oder One-leg stehen 40 mit Hüftextension (Konditionen 6 und 7 [Median = 1,105 und 1,092]). Die Situationen



im Liegen (Konditionen 9, 10 und 11 [Median = 0,797; 0,900 und 0,967]) induzierten geringere Aktivitäten, die jedoch statistisch unsicher blieben.

Signifikant kleinere Aktivitäten wurden dagegen bei den alternativen Bewegungsmustern (Standard-Muster [Median = 0,360];  $p < 0,01$ ; Sinus-Muster [Median = 0,275];  $p < 0,01$ ) beobachtet. Geringere Aktivität wurde bei langsamer Bewegung im Stehen mit 20 Schritten pro Minute benötigt (Kondition 5 [Median = 0,467];  $p < 0,05$ ).

#### 6.2.4 Soleus



**Abbildung 19: Box-Plot der normierten RMS-Werte des Soleus** Die RMS-Werte sind auf den Mittelwert der Bezugskonditionen (4 und 12 normiert dargestellt). Die Konditionen sind definiert über die Bewegungsmuster, die Bewegungsgeschwindigkeit, die Haltung und die Hüftextension.

Die Messungen in Ruhe unterschieden sich zu Beginn und am Ende nicht (Kondition 1 [Median<sub>Beginn</sub> = 0,163] und Kondition 13 [Median<sub>Ende</sub> = 0,121]) und im Bezugsmuster (Kondition 4 [Median<sub>Beginn</sub> = 1,001] und Kondition 12 [Median<sub>Ende</sub> = 0,999];  $p = 0,958$ ). Signifikant über dem Bezugsniveau lagen das Standard-Muster (Kondition 2 [Median

= 1,589];  $p < 0,001$ ) und das Sinus-Muster (Kondition 3 [Median = 1,331];  $p < 0,05$ ). Deutlich unterhalb lagen auch die Konditionen im Liegen (Konditionen 9, 10 und 11 [Median = 0,313; 0,305 und 0,303]; für alle  $p < 0,001$ ).

## **6.2.5 Einflüsse auf die Aktivität**

### **6.2.5.1 Bewegungsgeschwindigkeit**

Die Geschwindigkeit zeigte einen Einfluss auf die Unterschenkelmuskulatur. Signifikante Unterschiede konnten jedoch nur zwischen 20 und 60 Schritten pro Minute aufgezeigt werden (Tibialis anterior:  $p < 0,05$  und Soleus:  $p < 0,01$ ). Die Oberschenkelmuskulatur hingegen wies keine Beeinflussung durch die Geschwindigkeit auf.

### **6.2.5.2 Gewichtslast**

Der Einfluss der Gewichtslast war im Vastus lateralis und im Soleus nachweisbar. Die Ergebnisse waren bei 40 Schritten pro Minute (Konditionen 4 und 10) und bei 20 Schritten pro Minute (Konditionen 5 und 9) jeweils signifikant ( $p < 0,01$ ).

### **6.2.5.3 Hüftextension**

Die Hüftextension beeinflusste die Muskulatur am Oberschenkel. Am Vastus lateralis war die Reduktion im Stehen (Kondition 7) nachweislich ( $p < 0,01$ ). Im Gegensatz dazu zeigte sich am Biceps femoris eine Aktivierungssteigerung (Kondition 11:  $p < 0,01$ ). Für den Tibialis anterior und den Soleus wurden keine signifikanten Ergebnisse gefunden.

### **6.2.5.4 Bewegungsmuster**

Der Vastus lateralis zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen allen einzelnen Bewegungsmustern. Die Bonferroni-korrigierten Werte lagen bei allen drei Vergleichen unter dem gesetzten Signifikanzniveau ( $p < 0,016$ ). Für den Biceps femoris stellte sich nur zwischen dem Sinus- und dem One-leg-Muster ein deutlicher Unterschied dar. Sowohl für den Tibialis anterior als auch für den Soleus war der Unterschied nur zwischen dem One-leg-Muster und den alternativen Mustern nachweisbar. Das Standard- und das Sinus-Muster unterschieden sich untereinander nicht.

## 7 Resultate der ERIGO-Trainingsstudie

### 7.1 *Eingeschlossene Patienten*

Es wurden 5 Patienten in die Trainingsstudie eingeschlossen. Darunter vier Männer und eine Frau.

Patient	Alter	Geschl.	Läsionsniveau	Ursache	Zeit nach Ursache	Gruppe
1	66	M	Th8	Unfall	13 Jahre	FES
2	38	M	Th5	Motorrad-unfall	5 Jahre	FES
3	35	M	C6	Autounfall	14 Jahre	Kontrolle
4	58	W	Th11	Akute Entzündung	6 Monate	FES
5	30	M	Th6	Unfall	13 Monate	Kontrolle

**Tabelle 10: Übersicht der Patientengruppe für die ERIGO-Trainingsstudie.**

Der erste Patient war 184cm groß und wog 97kg. Die neurologischen Defizite waren am rechten Bein weniger stark ausgeprägt. Er war zu Beginn des Trainings nicht steh- und gehfähig. Zur Fortbewegung war er auf einen Rollstuhl angewiesen. Er nahm Baclofen und Acimethin ein. Er wurde der Interventionsgruppe zugeteilt.

Der zweite Patient war 192cm groß und wog 92kg. Die neurologischen Ausfälle betrafen die linke Seite in stärkerem Ausmaß. Eine willkürliche Kontraktion im rechten Quadrizeps war möglich. Dennoch war er Rollstuhlfahrer. Er nahm keine Medikamente ein. Er wurde der Interventionsgruppe zugeteilt.

Der dritte Patient war 183cm groß und wog 80kg. Er wies nur eine sehr schwache Restfunktion im rechten Bein auf. Es bestand eine ausgeprägte Spastizität. Er bewegte sich im Rollstuhl fort und nahm keine Medikamente ein. Er wurde der Kontrollgruppe zugeteilt.

Die vierte Patientin war 160cm groß und wog 72kg. Sie war auf Unterarmgehstützen angewiesen. Sie nahm regelmäßig Tibolon, Candesartan, Ibuprofen und Fluoxetin ein. Sie wurde der Interventionsgruppe zugeteilt.

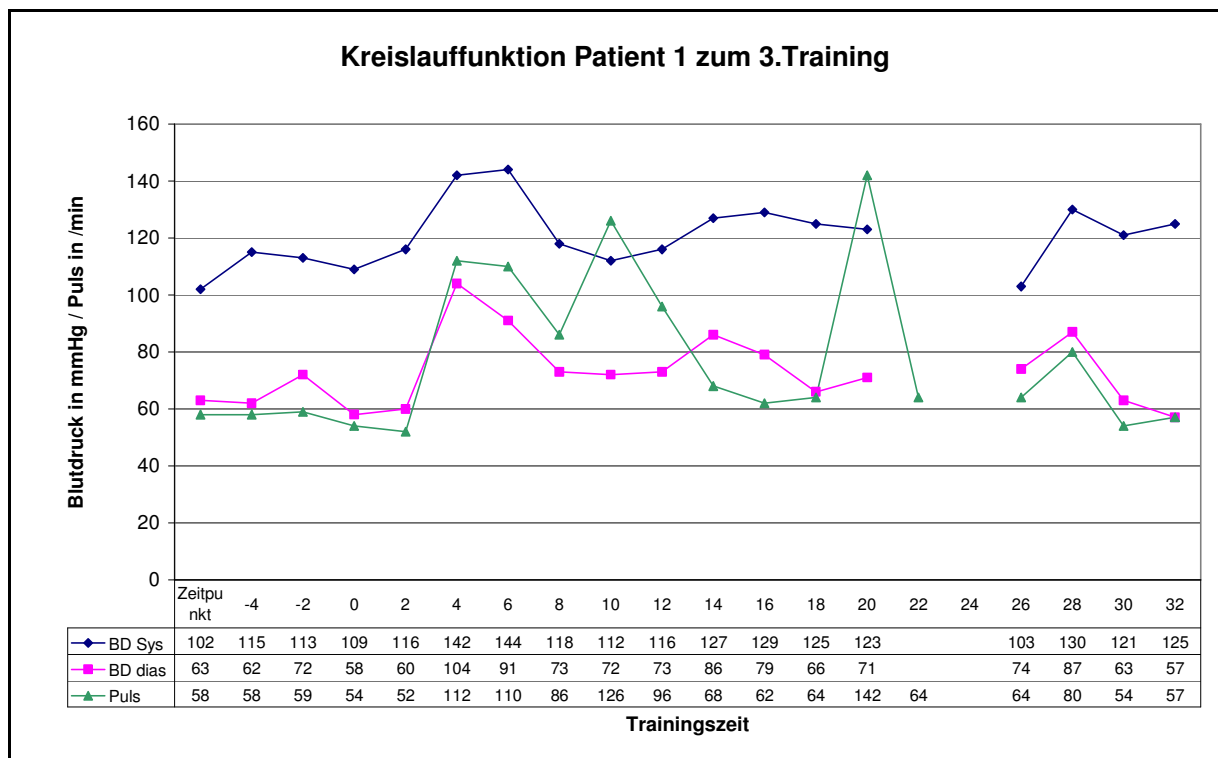
Der fünfte Patient war 178cm groß und 76kg schwer. Er zeigte ein Defizit an Kraft und Koordination des rechten Beines, war gehfähig und wurde der Kontrollgruppe zugeteilt. Das ERIGO-Training wurde an drei verschiedenen Tagen begonnen und

musste stets auf Grund starker Rückenbeschwerden abgebrochen werden. Daraufhin wurde er von der Therapie und der Studie ausgeschlossen.

Ein sechster Patient war ausgewählt und der Kontrollgruppe zugeteilt. Dieser musste kurzfristig aus persönlichen Gründen abbrechen.

## 7.2 Herz- und Kreislaufanalyse

Bei Patient 1, 2 und 4 stieg bei Trainingsdurchführung der Blutdruck an, begleitet von einer Herzfrequenzzunahme. Abbildung 20 zeigt an einem repräsentativen Beispiel (1. Patient) den Verlauf der Kreislauffunktion. Im Verlauf des Trainings veränderte sich der Blutdruck durch das Ankippen stets um etwa 20mmHg. Diese Schwankungsbreite war unabhängig vom Ausgangsblutdruck der Ruhephase.

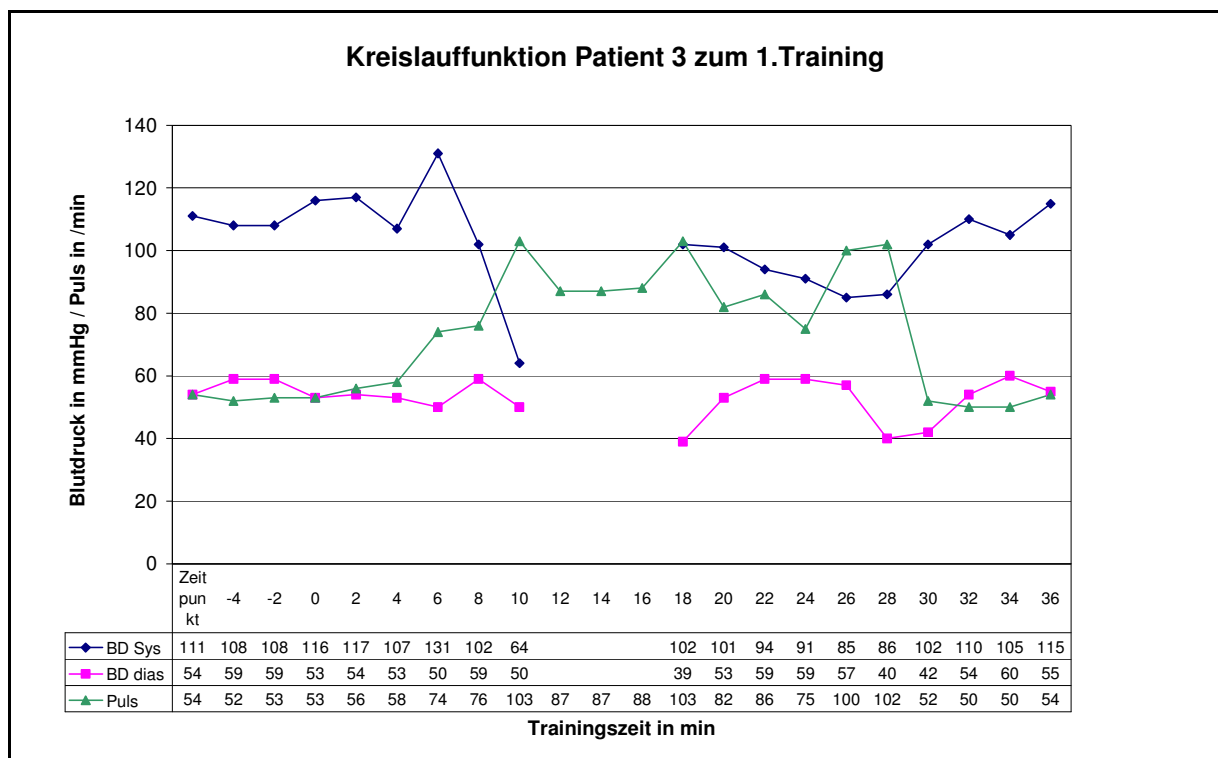


**Abbildung 20: Beispielhafte Darstellung der Kreislauffunktion** des Patienten 1 zum Beginn des Trainings. (Zum Zeitpunkt 0 beginnt die Bewegung; Zeitpunkt 2 aufgerichtet; ab Zeitpunkt 28 wieder liegend.)

Abbildung 21 zeigt die Reaktion des Blutdrucks und des Pulses des dritten Patienten auf die Aufrichtung im ERIGO beispielhaft an den Werten des 1. Training. Nach wenigen Minuten fiel der systolische Blutdruck von 131mmHg auf 64mmHg ab. Die Pulsfrequenz stieg kompensatorisch von etwa 55/min auf 103/min. In der 6. Trainingseinheit ist ein Absinken des Blutdrucks erst gegen Ende hin zu beobachten.

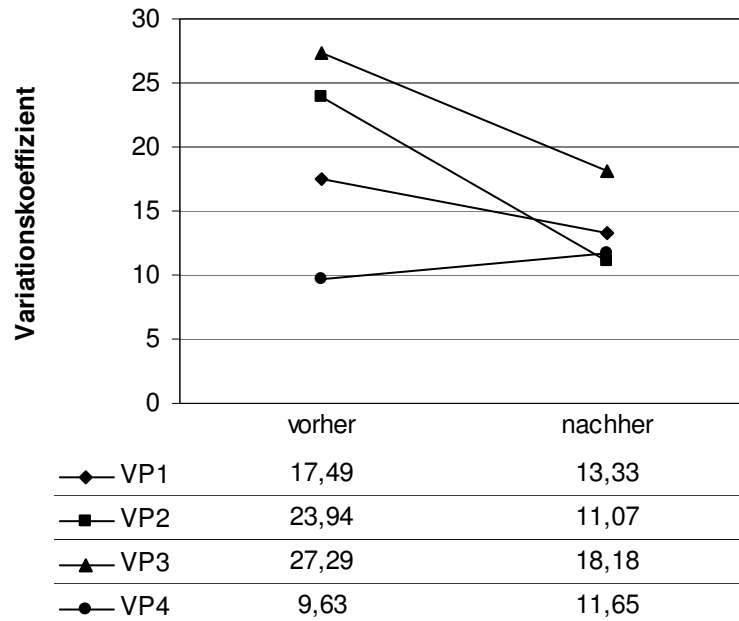
Im weiteren Verlauf bleibt der Blutdruck weitestgehend konstant und kann sich im 11. und 12. Training unter dem Aufrichten sogar steigern. (Tabellen der Kreislaufwerte befinden sich im Anhang)

Gleichzeitig wurde deutlich, dass das Monitoring des Blutdrucks während des Bewegungstrainings lückenhaft blieb, da der Blutdruck auf die Bewegung zum Teil mit Fehlmessungen reagierte. Hier wird auf die Diskussion (Kapitel 9.2.1 Kreislaufwerte) verwiesen.



**Abbildung 21: Beispielhafte Darstellung der Kreislauffunktion des 3. Patienten im 1.Training.**  
(Zum Zeitpunkt 0 beginnt die Bewegung; Zeitpunkt 4 aufgerichtet; Zeitpunkt 30 wieder liegend.)

Bei drei von vier Patienten reduzierte sich die Schwankung des Pulses im Verlauf des Trainings. Die vierte Patientin zeigte schon zu Beginn des Trainings eine geringe Schwankung des Pulses. Im Verlauf kam es bei dieser zu einer leichten Erhöhung. Der Wert blieb dennoch auf niedrigem Niveau (Abbildung 22). Unterschiede zwischen den Gruppen waren nicht festzustellen.

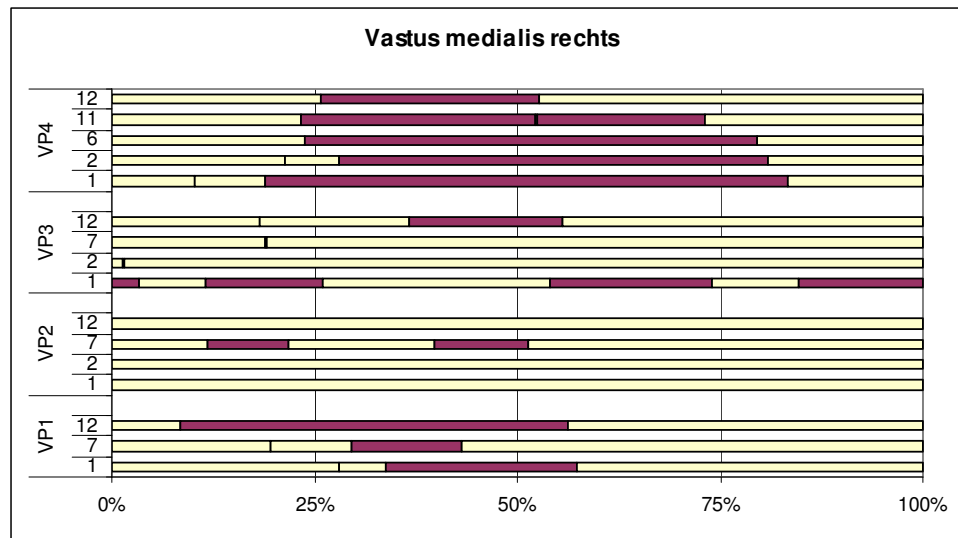


**Abbildung 22: Veränderung der Pulsschwankung durch das Training**

### 7.3 EMG-Analyse - zeitliche Analyse

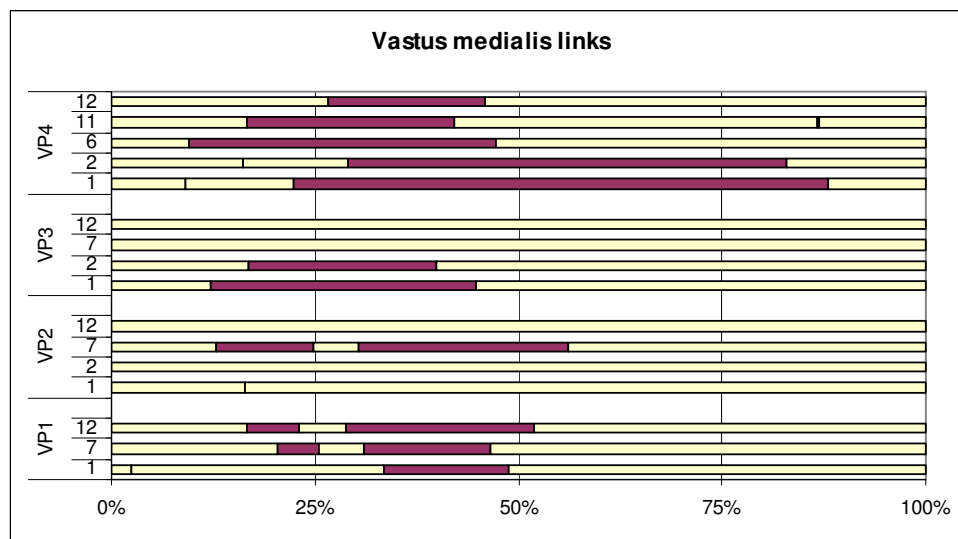
Abbildung 23 bis Abbildung 28 bilden die Phasenverläufe der myoelektrischen Aktivierung und deren Veränderungen über die 12 Trainingseinheiten aller vier Patienten ab. Jeder Muskel und jedes Training sind durch jeweils eine Zeile in einem Diagramm repräsentiert. Jeder Patient muss einzeln betrachtet werden, da Resultate verschiedener Patienten nicht vergleichbar waren.

Patient 1 und Patient 4 zeigten konstante Aktivierungsmuster, während Patient 2 und Patient 3 in nur sehr geringem Umfang ein deutliches myoelektrisches Potential generieren konnten. Ebenso wie die Voraussetzungen zu Beginn des Trainings, waren auch die Aktivierungsmuster und deren Veränderungen nicht einheitlich.

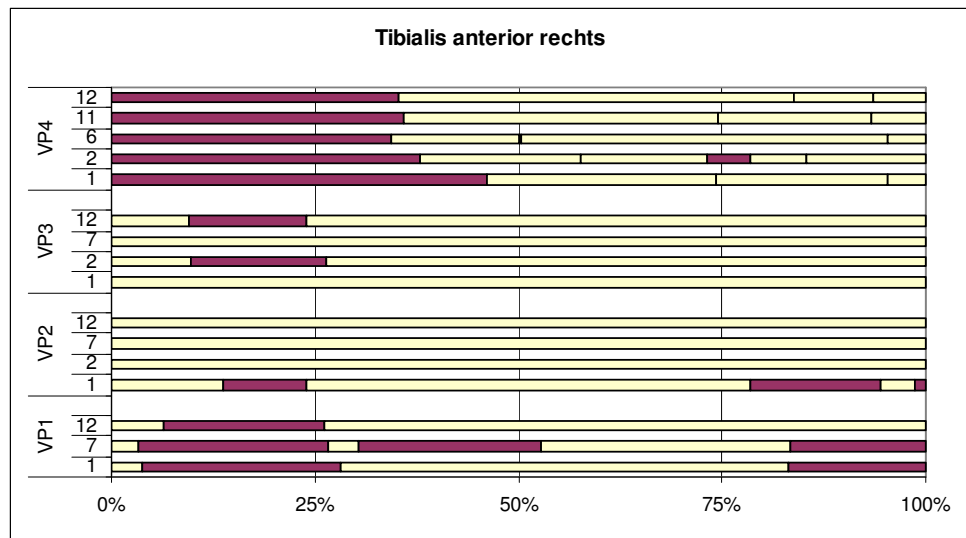


**Abbildung 23: M. vastus medialis rechts**

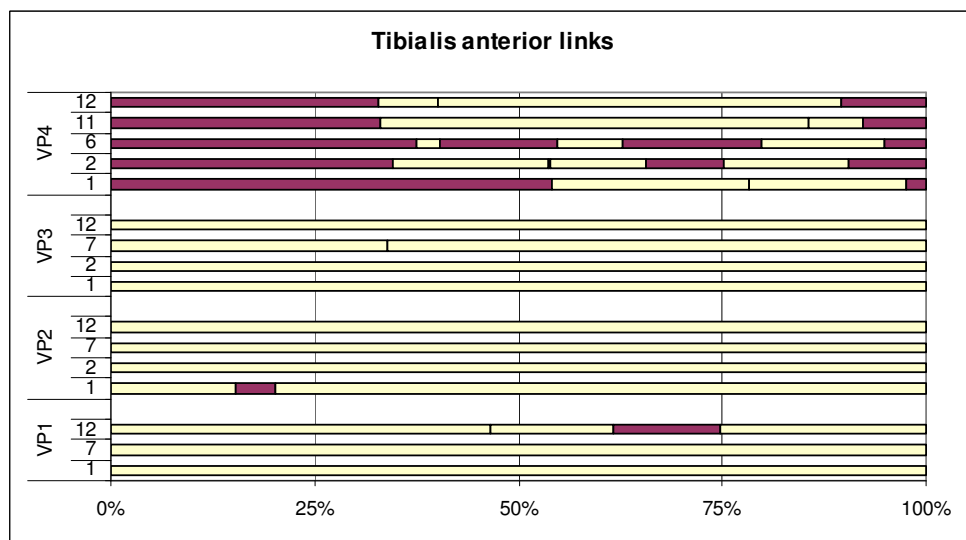
**Abbildung 23-28 EMG Modulation:** Die Abbildungen zeigen die ON (dunkel)/ OFF (hell) - Phasenverläufen aller gemessenen Muskeln während der einzelnen Messungen. Vom M. vastus medialis rechts bis zum M. soleus links. In jedem Diagramm sind untereinander die vier Patienten (VP) und deren einzelne Trainingseinheiten (1-12) abgebildet.



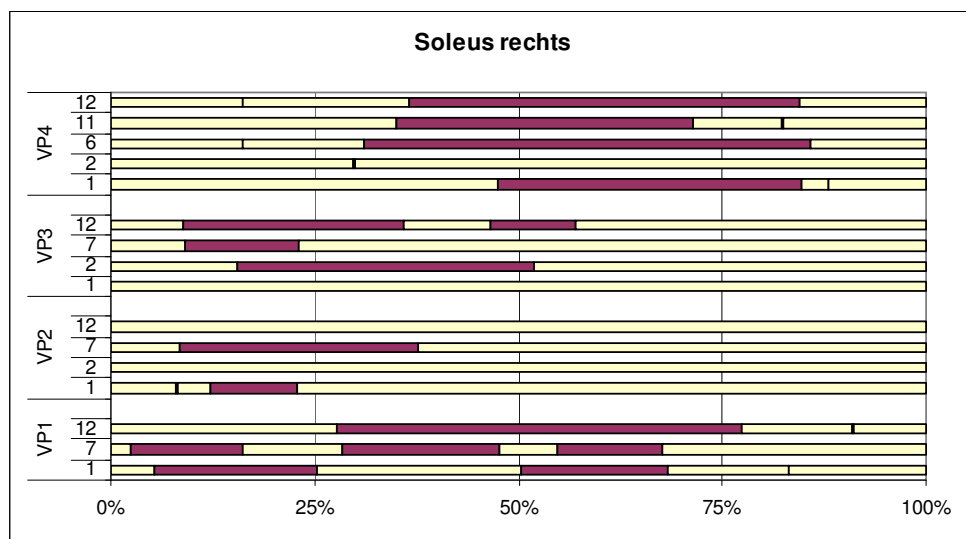
**Abbildung 24: M. vastus medialis links**



**Abbildung 25: M. tibialis anterior rechts**

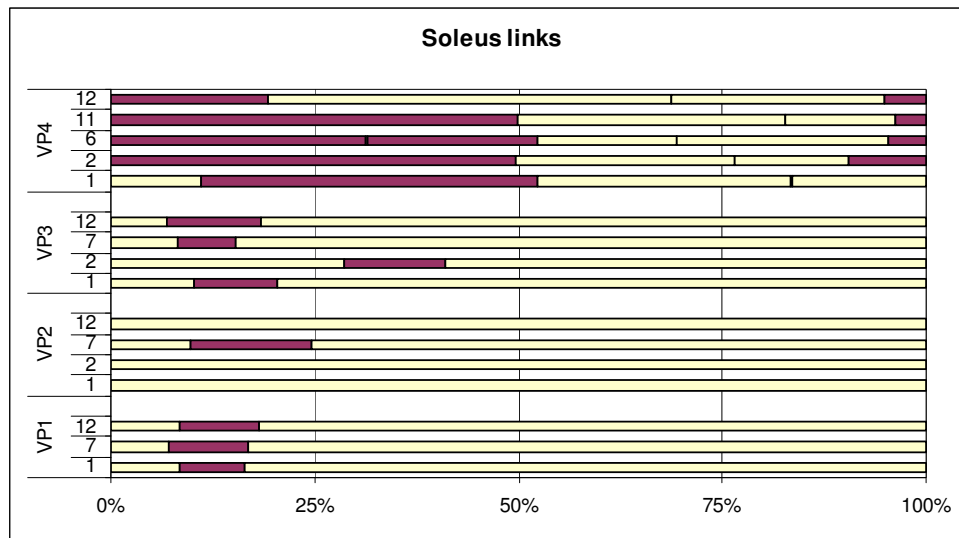


**Abbildung 26: M. tibialis anterior links**



**Abbildung 27: M. soleus rechts**





**Abbildung 28: M. soleus links**

**Patient 1** zeigte zu Beginn des Trainings im Vastus medialis (VM) eine auf die Streckphase begrenzte Aktivität. Durch das Training gab es eine Ausdehnung auf die Beugephase. Der Tibialis anterior (TA) links war inaktiv und zeigte nach dem Training eine Aktivierung, die nicht ins Referenzmuster einzuordnen ist. Die Aktivität des Tibialis anterior (TA) rechts zeigte zu Beginn ein diffuses Bild und dauerte nach dem Training kürzer und war auf die Beugephase begrenzt. Im Soleus (SO) rechts entwickelte sich eine zusammenhängende Aktivierung in der Streck- und Standphase.

**Patient 2** zeigte insgesamt eine schwache Aktivierungsfähigkeit der Muskeln, was in einem sehr geringen EMG-Signal resultierte. Der VM war nur im 7. Training ausreichend deutlich abgrenzbar. Dabei stellte sich beidseits die biphasische Charakteristik der Gesunden dar. Die Ableitungen des TA und des SO waren nicht reproduzierbar.

**Patient 3** zeigte ebenfalls schwache Aktivierungen. Der VM rechts veränderte die Aktivität von einem heterogenem Muster zu einer gebündelten Kontraktion in der Streckphase. Die Kontinuität dieser Entwicklung konnte im Trainingsverlauf nicht aufgezeichnet werden. Der TA links war nicht auswertbar. Der TA rechts wies keine Verschiebung der Phasen auf. Der SO links bildete eine Aktivität während der Beugephase aus. Der SO rechts entwickelte sich von einer einfachen Aktivität zu einem biphasischen Muster, das dem Gesunden nahe kam.

**Patient 4** zeigte eine konstante und reproduzierbare Aktivitätsübersicht. Beide VM modulierten von einer breiten Aktivierung in der Streck- und Standphase zu einer auf die Streckphase begrenzten. Der TA reagierte auf beiden Seiten auf gleiche Art. Er aktivierte sich eher im Gangzyklus und kam dem Muster der Gesunden nah. Die SO rechts und links verhielten sich paradox. Während der SO links in die Phase der Kniebeugung verschob, konzentrierte sich der SO rechts in der Standphase.

## 7.4 Funktionelle Tests

Bei allen Patienten wurden die Gehfähigkeit (WISCI II), die Kraft der Muskeln (MMT) und die Spastik der gesamten unteren Extremität (Ashworth) bestimmt. Die Resultate der funktionellen Untersuchungen sind in Tabelle 11 zusammengefasst.

	VP1			VP2		
	Anfang	Ende	Follow up	Anfang	Ende	Follow up
WISCI	0	1	1	0	0	0
QF re.	3	4	4	3-	3	3
TA re.	3	4	3	3	3	2
TS re.	3	3+	4	2	2	2
Ashworth re.	2+	1	1	2	2	1
QF li.	2	2	3	2	1+	2
TA li.	1	2	2	0	0	0
TS li.	1	1	1	0	0	0
Ashworth li.	1	1	1	3	1	1
	VP3			VP4		
	Anfang	Ende	Follow up	Anfang	Ende	Follow up
WISCI	0	0	0	19	19	19
QF re	0	0	0	5	5	5
TA re	1	1	1	5	5	5
TS re	2	1	1	2	4	4
Ashworth re	3	3	3	0	0	0
QF li	0	0	0	5	5	5
TA li	0	0	0	5	5	5
TS li	0	0	0	3	4	4
Ashworth li	2	2	2	0	0	0

**Tabelle 11: Funktionelle Parameter:** Gehfähigkeit (WISCI); Kraft der Muskeln Quadriceps femoris (QF), Tibialis anterior (TA) und Triceps surae (TS); Spastizität (Ashworth) des gesamten Beines; (Abkürzungen re = rechts; li = links)

**Patient 1** verbesserte seinen WISCI II von 0 auf 1. Er konnte nach dem Training aus dem Rollstuhl aufstehen. Seine Kraftwerte stiegen rechts von 3 auf 4 und links für den Quadriceps femoris (QF) von 2 auf 3 für den Triceps surae (TS) von 1 auf 2. Der SO verblieb auf dem schwachen Niveau. Die Spastik ging im rechten Bein von 2 auf 1 zurück. Im linken Bein blieb die leichte Tonuserhöhung bestehen.

**Patient 2** zeigte keine Veränderung im WISCI-Score. Die Kraft nahm während des Trainings im TS rechts von 3 auf 2 und im QF links von 2 auf 1 ab. Der linke TS und SO zeigten keine Veränderungen. Deutlich konnte ein Rückgang der Spastik (re.: 2→1 und li.: 3→1) verzeichnet werden.

**Patient 3** zeigte keine Veränderung im WISCI-Score. Die Kraftgrade veränderten sich nur im SO rechts von 2 auf 1. Die Spastik wurde im rechten Bein gesenkt, im linken hingegen blieb sie unverändert.

**Patient 4** zeigt keine Veränderung im WISCI-Score. Die Kraftgrade steigerten sich in den Mm. solei (re.: 2→4; li.: 3→4). Die Spastik blieb unverändert unauffällig. Zusammenfassend wurden die Muskeln in sieben Fällen gekräftigt.

Die Patienten 1 und 4 verbesserten sich. Die Patienten 2 und 3 zeigten hingegen eine Kraftabnahme. Die Spastik nahm nicht zu, vielmehr nahm sie bei VP 1 und 2 ab. Die Zugewinne durch die Therapie hielten über die 3 Monate des Follow-up.

## 8 Methodische Resultate

Während der Durchführung der Studie wurden wichtige Erkenntnisse gewonnen, die mit dem Thema verknüpft sind, aber nicht unmittelbar zu den erfassten Parametern gehören. Dabei zeigten sich einige Einschränkungen, die diskutiert werden sollten, um weitere Studien mit dem ERIGO optimiert durchzuführen. In diesem Kapitel werden drei Punkte vorgestellt. Diese befassen sich mit den subjektiven Wahrnehmungen der Patienten und Probanden (Rückenschmerzen, Bewegungsmuster) und den technischen Aspekt der Kniemanschette. Ausführlich diskutiert werden alle Resultate und Erfahrungen im Abschnitt 9.3.3 „Diskussion der methodischen Ergebnisse“.

Etwa 15 Probanden und alle Patienten klagten bei langem Liegen auf dem ERIGO während der Vorbereitungen über Rückenschmerzen, die die gestreckte Lage auslöste. Das Entspannen durch Aufrichten des Oberkörpers (z.B.: mit einem Kissen) verringerte diese. Bei der Bewegungstherapie gingen diese Beschwerden zurück.

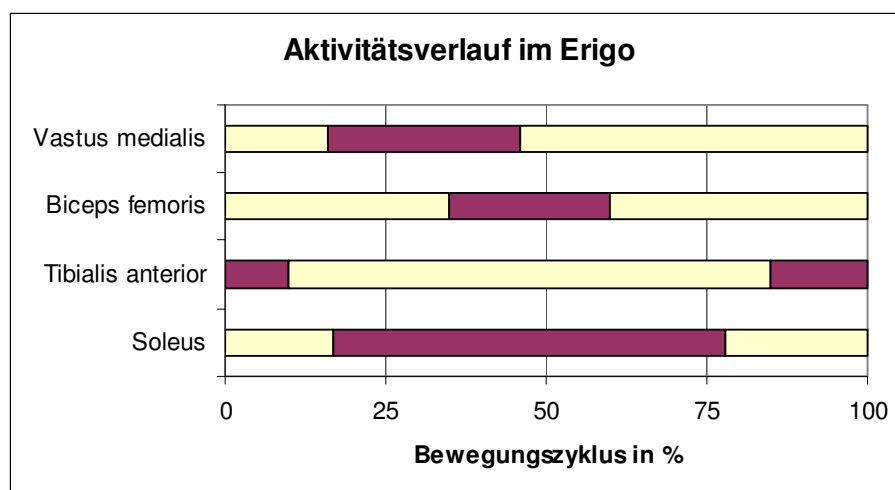
Die Bewegungsmuster wurden von den Teilnehmern als ungewohnt wahrgenommen. Vor allem das Standard-Muster wurde von den Probanden als unnatürlich und schwer nachvollziehbar bewertet. Das One-leg-Muster irritierte nur wenige (5 Probanden und 1 Patient). Am angenehmsten empfanden sie das Sinus-Muster. Dem konnten alle Teilnehmer problemlos folgen.

Schon in den Vorversuchen erwiesen sich die Kniemanschetten als problematisch. Sie bestanden aus einem einzelnen Gurt, der um den Oberschenkel befestigt wurde. Damit engten sie entweder den Muskel im kontrahierten Zustand ein oder erschienen bei Entspannung des Muskels als zu locker. Damit bewegte sich die Manschette im Verlauf des Trainings von ihrer Ausgangsposition nach proximal. Das ist eine Ursache, weshalb sie auf der Haut rieben und den Knien keine Stabilität boten. Anwender anderer Kliniken beschrieben Schubladenphänomene. Durch das strenge Führen der Motoren und die schlaffe Lähmung der Muskulatur bei Patienten im Wachkoma kam es zum Verschieben des Femur gegen die Tibia (Schreier R 2006; mündliche Mitteilung).

## 9 Diskussion

### 9.1 Diskussion der EMG-Analyse-Studie - Referenzpersonen

Die EMG-Analyse-Studie mit Referenzpersonen evaluierte die myoelektrischen Aktivitäten der Beinmuskulatur an einem neuartigen Rehabilitationsgerät. Dafür wurden die Zeitpunkte der Aktivität und die Stärke der Aktivierung untersucht. Der ERIGO fordert Bewegungen, wie sie nicht im alltäglichen Leben vorkommen. Um vorgegebene Bewegungen durchzuführen, entwickelten die Probanden individuell unterschiedliche Strategien. Diese spiegeln sich in der Heterogenität der Phasenverläufe wider. Im Vergleich dazu sind bei Untersuchungen des natürlichen freien Gehens derartige Verschiebungen sehr gering (Arsenault et al. 1986). Das Aktivierungsmuster beim Gehen ist sehr weit optimiert und an die menschliche Statik angepasst. Der Einfluss der Statik spielt im gewichtsentlasteten und abgesicherten Umfeld eines ERIGO eine geringere Rolle, wodurch die individuellen Unterschiede deutlicher hervortreten.



**Abbildung 29: Phasenübersicht über Hauptaktivitäten der Muskeln im ERIGO** (abgeleitet aus den Messungen der 21 Probanden)

Da die Elektromyographie sensibel auf Einflüsse der Umgebung und des Probanden (Störsignale, Temperatur, Schweiß) reagiert, musste eine Grundbedingung definiert werden, um die Signale der Probanden zu vergleichen. Die Referenzmessungen zu Beginn (Kondition 4) und am Ende (Kondition 12) unterschieden sich in keinem Fall

signifikant. Der Phasenverlauf war nicht grundlegend verändert und die Aktivitätswerte zeigten nur geringe Abweichungen. So wurde sichergestellt, dass die Bedingungen über die Messung konstant blieben.

Die einzelnen Phasen des **M. vastus lateralis (VL)** waren gut durch die Bewegungsvorgaben abgrenzbar. Allerdings schwankten die Beugephasen interindividuell sehr viel stärker als die der Streckung, die bei dem Großteil der Probanden einheitlich auftraten.

Für den **M. biceps femoris (BF)** waren die allgemeinen Phasen nicht deutlich voneinander abtrennbar. Die Sinus- und Standard-Muster wiesen einen ähnlichen Verlauf auf. Beide zeigten eine uneinheitliche kurze Aktivität in der Beugephase und deutliche und lange Aktivierung in der Streckphase. Diese Streckaktivität widersprach der Kennfunktion (Kniebeugung) des Biceps femoris und lässt sich auf Stabilisierungen im Kniegelenk zurückführen.

Der **M. tibialis anterior (TA)** bildete sich als Antagonist des Soleus ab. Diesem Antagonismus liegt wahrscheinlich die reziproke Hemmung über Ia-Interneurone zugrunde.

Der **M. soleus (SO)** orientiert sich nicht an den Bewegungsphasen, sondern zeigt Aktivität, wenn das Bein insgesamt bewegt wurde. Das ließ eher auf eine stabilisierende Funktion schließen als auf eine bewegungsdefinierte.

Die Muskelaktivität wurde von den vier Bewegungsparametern (Geschwindigkeit, Gewichtslast, Hüftextension und Bewegungsmuster) beeinflusst. Die Einflüsse der Parameter sind deutlicher an den EMG-Amplituden sichtbar als an den Phasenverläufen.

Der Einfluss der **Geschwindigkeit** wurde in zahlreichen Studien sowohl an Gesunden (Hof et al. 2002, den Otter et al. 2004) als auch an Querschnittgelähmten (Lünenburger et al. 2006) beobachtet. Diese Studien belegten die Abhängigkeit der Aktivierungsstärke aller am Gehen beteiligten Muskeln von der Bewegungsgeschwindigkeit. Bei Gehgeschwindigkeiten oberhalb des Übergangs von

normalem zu schnellem Gehen bildeten sich zum Teil zusätzliche Peaks aus, die zusätzliche stabilisierende Muskelaktivität entsprechen. Der Vastus medialis entwickelt beim Aufsetzen der Ferse und bei der Kniebeugung in der Mitte des Gangzyklus zusätzliche Peaks (Winter 1991, den Otter et al. 2004). Die EMG-Analyse-Studie bestätigte diesen Einfluss nur für die Muskulatur des Unterschenkels. Weshalb die Oberschenkelmuskulatur keine signifikanten Unterschiede zeigte, war nicht sicher. Die Vermutung lag nahe, dass das Gurtsystem die Bewegung entlastete und so die Aktivität der Oberschenkelmuskulatur nicht gesteigert werden musste, um sich den höheren Anforderungen anzupassen. Zusätzlich griffen am Oberschenkel die Manschetten des Antriebs an und hemmten so möglicherweise die exzentrische Bremsaktivität.

Die **aufrechte Position** erhöhte die Aktivität in der Beinstreckergruppe (VL und SO). Diese Ergebnisse wurden auch schon von anderen Autoren (Kojima et al. 1999, Clark et al. 2004) beschrieben. So zeigten Clark et al. (2004), dass der Belastungseffekt auf den Tibialis anterior und Biceps femoris kleiner ist als auf Vastus lateralis und Soleus. Diese Studien analysierten zwar den Effekt anhand von gewichtsentlasteten Probanden auf dem Laufband. Dennoch scheinen diese Resultate auf die vorliegende Studie übertragbar.

Die **Hüftextension** beeinflusste die Aktivierung der Oberschenkelmuskulatur. Während der Biceps femoris eine Verstärkung zeigte, stellte sich der Vastus lateralis schwächer dar. Die Abschwächung des Vastus lateralis könnte mit der Vordehnung und dem damit stärkeren Einfluss der elastischen Eigenschaften des Muskels zusammenhängen. Diese würden die Bewegung unterstützen ohne eine myoelektrische Aktivierung hervorzurufen. Entsprechend gegensätzlich wäre der Effekt beim Biceps femoris zu bewerten.

Bei Rückenmarksverletzten mit komplette thorakaler Läsion wurde durch die Hüftextension am Ende der Standphase eine unwillkürliche Hüftflexion beschrieben, die damit den Beginn der Schwungphase initiierte (Dobkin et al. 1995, Kim et al. 2007). Dieser Effekt konnte bei den Gesunden nicht gezeigt werden, womit bestätigt wird, dass die gestörte neuronale Kontrolle eine Voraussetzung für diesen Effekt darstellt.



Die verschiedenen **Bewegungsmuster** haben starken Einfluss auf die Aktivierungsstärke. Wie zu erwarten, war die Phasenverteilung nicht vergleichbar, da die Beuge- und Streckphasen nicht übereinstimmten. Der Einfluss auf die Muskelaktivität war von Bedeutung, um die Anforderungen, die durch das jeweilige Training an die motorische Fähigkeiten des Patienten in der Therapie gestellt wurden, abzuschätzen. Demnach können für Patienten mit besseren muskulären Fähigkeiten, Bewegungsmuster gewählt werden, die höhere Aktivitäten erzeugen bzw benötigen. Die Kette der funktionellen Beinstrecker (VL und SO) entwickelten bei den Alternativmustern (Standard- und Sinus-Muster) deutlich höhere Aktivitäten. Da diese Bewegungsmuster eine längere Phase der Streckung besitzen als das One-leg-Muster, war eine stärkere Aktivierung zu erwarten. Die Muskeln der Beugerkette (BF und TA) zeigten, trotz der vergleichsweise längeren Beugephase im Sinus- (Kondition 3) als im Standard- (Kondition 2) oder One-leg-Muster (Kondition 4), keine stärkere Aktivierung. Vielmehr lag der Median sogar darunter. Das könnte mit der langsameren Bewegungsgeschwindigkeit zusammenhängen, die eine geringere Aktivierung erfordert. In der Dauer der Streckphase unterschieden sich alle Muster voneinander. Der Anteil lag bei dem Standard-Muster bei etwa  $\frac{3}{4}$ ; bei dem Sinus-Muster bei  $\frac{1}{2}$  und bei dem One-leg-Muster bei  $\frac{1}{4}$  des Bewegungszyklus. Die Ergebnisse der Streckeraktivität zeigten hierbei, im Gegensatz zu den Beugern, einen umgekehrten Zusammenhang. Die Aktivität der Strecker (VL und SO) ist im Standard-Muster am größten und im One-leg-Muster am kleinsten, was mit der Dauer der Streckphasen übereinstimmt. Diese Zusammenhänge ließen den Schluss zu, dass die Dauer und die Gewichtslast die Aktivität in der Streckphase definiert.

## **9.2 Diskussion der ERIGO-Trainingsstudie - Patientengruppe**

Die ERIGO-Trainingsstudie befasste sich mit den Effekten des Trainings bei chronisch querschnittgelähmten Patienten. Es wurden drei grundlegende Bereiche untersucht. Zum einen wurden die Kreislaufreaktionen auf die aufrechte Trainingsposition erfasst. Der zweite Bereich umfasste elektromyographische Aufzeichnungen der Beinmuskulatur. Zuletzt wurden funktionelle Parameter evaluiert, um Aussagen zu klinisch relevanten Veränderungen treffen zu können.

### 9.2.1 Kreislaufwerte

Bei der Analyse der Kreislaufwerte fand sich bei dem Aufrichten des Körpers eine Abnahme der Herzfrequenzschwankungen. Dieser Rückgang beschreibt eine bessere Anpassung des Kreislaufes an die orthostatische Belastung im Vergleich zur Situation vor dem Training. Verschiedene Studien und Fallberichte beschrieben diesen Effekt (Ector et al. 1998, Eng et al. 2001, Reybrouck et al. 2000). Der Puls steht als Regelgröße mit dem Blutdruck in einem direkten Zusammenhang (Zwiener 1973a, Zwiener et al. 1975). Die Aufzeichnung des Blutdrucks wurde regelmäßig (alle 2 min) durchgeführt. Für einige Messungen konnte das Gerät wegen Bewegungsartefakten keine Werte ermitteln. Deshalb wurde von der separaten Analyse der Blutdruckwerte abgesehen.

Die Patienten beschrieben ihren Zugewinn der Kreislauffunktion, mit einem stabileren Kreislauf nach dem Erwachen am Morgen und weniger Einschränkungen bei Positionswechseln, wie zum Beispiel Rollstuhl-Bett-Transfers. Ebenso berichteten zwei Patienten von Verbesserungen der Schlafqualität und des allgemeinen Wohlbefindens. Die Ergebnisse belegten, dass das Training bei Patienten in der chronischen Phase der Querschnittlähmung kreislaufstabilisierend wirkte.

Die beobachtete Kreislaufstärkung durch Kipptischtraining wurde in Studien sowohl bei neurovaskulären Synkopen (Di Girolamo et al. 1999) als auch bei Synkopen unklarer Genese (Mtinangi und Hainsworth 1998) beschrieben. Andere Studien reduzierten die Synkopen durch Unterstützung mit FES (Chao und Cheing 2005, Thrasher et al. 2005), Beinbewegung (Czell et al. 2004) oder Katecholaminapplikation (Grubb et al. 1992).

Der leicht negative Effekt bei Patient 4 wurde als Indiz für die Abhängigkeit von der Ausgangslage beurteilt. Für Patienten, die stehen und / oder gehen können, ist der Einfluss der 12 Trainingseinheiten nicht so stark. Die geringe Zunahme der Schwankung war vermutlich tagesformabhängig. Engel und Hildebrandt zeigten Grenzen dieses Kipptisch-Trainings bei Patienten mit einer hohen Läsion des Rückenmarks auf (Engel und Hildebrandt 1976). Daher bleibt es in der Verantwortung des Therapeuten, die Fähigkeiten der Regulationsmechanismen vor einem solchen Training zu beurteilen.

### 9.2.2 EMG-Analyse

Mit den EMG-Daten der Patienten wurde nur die zeitliche Analyse durchgeführt. Von einer Auswertung der Aktivitätsamplitude wurde abgesehen (siehe Kapitel 9.3 Diskussion der Methodik).

Das Training modulierte die Phasenverläufe. Das EMG vor und nach dem Training bei den Patienten zeigte Verschiebungen des Musters. Diese schienen einer Annäherung an das Muster der Gesunden (siehe Abbildung 29 auf S.58) zu entsprechen. Patient 1 zeigte diese Modulation in den M. vastus medialis rechts (VMR) und links (VML) und im M. soleus rechts (SOR). Für den M. tibialis ant. rechts (TAR) war es nur zu vermuten. Bei Patient 2 waren keine Aussagen zu treffen. Der Patient 3 zeigte im VMR und im SOR hinreichende Veränderungen, während der VML links leichte Fortschritte verzeichnete. Patient 4 zeigte von Beginn an ein Muster, das sehr nah an dem Gesunder lag. Das paradoxe Verhalten der Soleus-Muskeln spricht für eine asymmetrische Anpassung an die Situation. Dabei profitierte hier der rechte Soleus im stärkeren Maß. Dieser näherte sich in seiner Aktivität dem Referenzmuster an. Die Aktivierung des linken Soleus in der Streckphase hingegen kann mit einer zusätzlichen Stabilisierungsaufgabe während der Streckphase im Zusammenhang gestanden haben. Es bleibt offen, weshalb und in welchem Maße sich die Stabilität im linken Bein vom rechten unterschied.

Die Veränderungen bei den Patienten bestätigten die Annahme, dass auch bei chronischen Patienten die Aktivität durch ein Training modulierbar ist. Die modulierten Aktivitätsmuster könnten durch zwei Mechanismen verursacht worden sein. Zum einen könnten reflektorische Antworten auf propriozeptive Reize (Last und Körperhaltung) einen Einfluss über spinale interneuronale Netzwerke auf die Muskelrekrutierung gehabt haben (Maegele et al. 2002). Zum anderen könnte die Annäherungen an das Referenzmuster bei inkompletter Rückenmarksläsion für einen durch das Training verstärkten supraspinalen Einfluss sprechen. Dietz publizierte 1998 Ergebnisse einer Trainingsstudie mit Patienten (Dietz et al. 1998), bei der geringe Trainingseffekte nachgewiesen werden konnten. Die vorliegende ERIGO-Trainingsstudie wies bei Patienten mit inkompletter Läsion des Rückenmarks Verbesserungen der sensorischen und motorischen Scores nach. Das EMG zeigte eine effizientere Aktivierung der Muskeln. Die Effizienz äußerte sich in einer Verkürzung der Aktivierungsdauer bei gleicher Bewegungskondition und einer Annäherung an das an Gesunden gemessene EMG-Muster. Diese Ergebnisse

stützen die These, dass ein Training auf dem ERIGO die willkürmotorischen Fähigkeiten verbessert.

### **9.2.3 Funktionelle Werte**

Der Rückgang der Spastizität der unteren Extremität wurde bei zwei von vier Patienten (VP1 und VP2) beobachtet. Patient 3 erhielt keine FES und die Spastik konnte nicht gesenkt werden. Patientin 4 wies keine erhöhten Tonuswerte auf. Die Spastik konnte bei den Patienten der FES-Gruppe vermindert werden, während sie sich bei dem Patienten, der keine Elektrotherapie bekam, nicht reduzierte. Diesen Effekt allein der funktionellen Elektrostimulation zuzuschreiben ist nicht möglich, denn schon durch das aufrechte Stehen allein sind Spastikreduktionen beschrieben worden (Bohannon 1993). Dass FES die Spastik vermindern kann, zeigen zahlreiche Studien (Vodovnik et al. 1984, Werner et al. 2002, van der Salm et al. 2006). Eine statistische Differenzierung zwischen den beiden Gruppen der ERIGO-Trainingsstudie ist auf Grund der geringen Zahl nicht möglich, wobei die Patienten 1 und 2 von der Kombination beider Prinzipien profitierten.

Die Patienten 1 und 4 zeigten eine deutliche Zunahme der Muskelkraft. Beide Patienten profitierten von ihren guten motorischen Restfunktionen. Dennoch waren keine Verbesserungen der Gehfähigkeit nachzuweisen. Zugewinne der Kraft waren bei den Patienten 2 und 3 nicht zu beobachten.

Zusammenfassend traten in der Gruppe, deren ERIGO-Training mit FES erweitert wurde, die deutlicheren Verbesserungen auf. Statistisch konnte dies allerdings nicht gesichert werden. Hervorzuheben ist, dass die Effekte des 4-wöchigen Trainings über die dreimonatige Follow-up-Zeit gehalten werden konnten.

## **9.3 Diskussion der Methodik**

In beiden Studien lag der Schwerpunkt auf der methodischen Entwicklung eines Messprotokolls am ERIGO. In diesem Kapitel werden daher die verwendeten Methoden diskutiert. Zunächst wird auf methodische Ansätze (Kapitel 3 bis 5) eingegangen. Ein weiteres Augenmerk liegt auf Erkenntnissen, die während der Durchführung gewonnen wurden.

### **9.3.1 EMG-Auswertung**

Die EMG-Analyse beider ERIGO-Studien unterschied sich von der klassischen Ganganalyse des freien Gehens bzw. auf dem Laufband in zwei Punkten. Zum einen

waren Vergleiche mit allgemein gültigen Aktivierungsmustern für die Stepper-ähnlichen Bewegung nicht möglich. Zum anderen fehlten die ERIGO-spezifischen Referenzdaten. Dazu werden Informationen zu

- a) der Kinematik (z.B.: Gelenkwinkel),
- b) der Dynamik der Bewegungen im ERIGO (z.B.: Kräfte) und
- c) dem EMG der beteiligten Muskeln gezählt.

Um Daten dieser Art zu erheben, wurde begonnen, die myoelektrischen Antworten der Muskeln aufzuzeichnen. Die durchgeführten Untersuchungen stießen in einigen Punkten an Grenzen. In diesem Kapitel sollen die Probleme benannt und Optimierungsansätze vorgestellt werden.

#### **9.3.1.1 EMG-Analyse-Studie**

Die Analyse der EMG-Signale stellt einen komplexen Vorgang dar. Es gibt zahlreiche Algorithmen, um bestimmte Kriterien herauszuarbeiten. Das Ziel dieses Arbeitsteiles war es, eine allgemeine Aussage über den Verlauf der Aktivität über den Bewegungszyklus (Phase) zu treffen und die Beeinflussung der Gesamtaktivität (Amplitude) durch die Parameter an Gesunden zu untersuchen.

Für die Analyse wurde ein Grenzwert definiert, der die Aktivität des Muskels zuverlässig bestimmt. Um diesen Grenzwert zu ermitteln, sind zahlreiche Verfahren getestet worden (Farina und Merletti 2000). Eine automatisierte Grenzwertbestimmung ist Grundvoraussetzung für eine computergestützte Detektion von Muskelaktivitäten und EMG-Auswertung. Eine solche Analyse hätte zwei maßgebende Vorteile. Erstens wäre sie objektiv und für jede Analyse genau gleich durchzuführen. Zweitens würde sie die Auswertung vereinfachen und den Zeitaufwand reduzieren. Der Nachteil solcher Systeme ist ihre Anfälligkeit für Signalartefakte, die eine aufwendige Signalvorbereitung erforderlich machen. Diese vorliegende Studie wertete alle Signale visuell aus. Damit sind grundsätzlich subjektive Einflüsse möglich, deren Bedeutung für die Aussagekraft im Allgemeinen jedoch nicht entscheidend war. Zusätzlich wurden die Signale jedes einzelnen Schrittes vor der Verarbeitung auf Artefakte untersucht und bei deutlichen Störungen verworfen. Die weitere graphische Darstellung der Phasen und die deskriptive Auswertung sind etablierte Methoden.

Zur Normierung der EMG-Amplituden wird meist auf die maximale, willkürlich vom Probanden entwickelbare Kontraktion (MVC: maximal voluntary contraction) des einzelnen Muskels zurückgegriffen. Diese Vorgehensweise ist nicht unumstritten

(Mathiassen et al. 1995) und von Patienten mit eingeschränkter Willkürmotorik nicht durchführbar. In diesem Fall soll eine standardisierte Bezugsbedingung zur Normierung der Muskelaktivität genutzt werden. Bei der dafür angewandten Bewegung im Stehen mit 40 Schritten pro Minute wurde mit einem Kraftsensor die Belastung auf den Antrieb gemessen. Diese Kraft war ein Maß für die Unterstützung der Bewegung durch den ERIGO, was die Aktivität des Probanden im Sinne eines Biofeedbacks widerspiegelte und damit für relative Gleichmäßigkeit der Bewegung sorgen konnte. Ein solches Kontrollszenario wird auch von Patienten durchführbar sein, was die Vergleichbarkeit der Ergebnisse ermöglicht.

### **9.3.1.2 ERIGO-Trainingsstudie**

Die EMG-Aufzeichnung und -Analyse bei Patienten mit Querschnittsyndromen stellten sehr hohe Anforderungen an die technische Umsetzung. Bei einer gerätebedingten Vorverstärkung von 500fach war bei minimal aktivierbaren Muskeln eine hochwertige Aufzeichnung nur schwer möglich. Hinzu kam die individuelle Ausprägung der Symptome beim jeweiligen Patienten. Das Spektrum der motorischen Fähigkeiten erstreckte sich von quasi normaler bis vollständig gelähmter Muskulatur. Zusätzlich kamen Seitendifferenzen hinzu.

Diese Voraussetzungen machen eine automatisierte Auswertung sehr fehleranfällig, weshalb eine visuelle Analyse gewählt wurde. Die Normierung der Amplitudenanalyse ist bei Patienten ein zusätzliches Problem. Wie bei den Gesunden angesprochen (siehe Kapitel 9.3.1.1), ist die übliche Methode der MVC-Normalisierung bei Patienten nicht sinnvoll. Sie würde den untersuchten, individuellen Trainingseffekt auslöschen, da vor jeder Messung erneut auf die beste Funktion normiert werden müsste. Dadurch würden Therapiefortschritte bei Patienten unentdeckt bleiben. Um eine Amplitudennormierung bei Patienten einzuführen, sollte eine definierte Aufgabe, die eine zuverlässige reproduzierbare Aktivierung der Muskeln gewährleistet, in den Versuchsaufbau integriert werden, da nur die Veränderung der normierten Amplitude über den Trainingszeitraum quantitative Aussagen ermöglicht. Derartige Vergleiche waren in dieser Arbeit nicht von vorrangiger Bedeutung, da die praxisrelevanten Zugewinne der motorischen Fähigkeiten eher an funktionellen Scores festgemacht werden sollten und die Zahl der Patienten für eine detaillierte EMG-Analyse zu gering war. Teilweise ließen sich Veränderungen innerhalb einer Trainingseinheit (Ermüdung, Aktivierungsverschiebungen) auch ohne globale Normierung ermitteln.

### **9.3.2 Methoden der ERIGO-Trainingsstudie**

#### **9.3.2.1 Patientenauswahl**

Das Hauptproblem der Studie mit querschnittgelähmten Patienten war die kleine Patientenzahl, die die Aussagekraft der hier vorgestellten Daten einschränkt. Ein weiteres Problem begründete sich in der Heterogenität des Krankheitsbildes. Das gleiche Läsionsniveau in Verbindung mit derselben ASIA-Klassifikation bedeutet keineswegs eine homogene Patientengruppe. Die Ergebnisse konnten deshalb nicht mit statistischen Prüfmethode evaluiert werden, dennoch ließen sich Aussagen zu den Trainingseffekten treffen. Diese sollten im weiteren Studienverlauf an einer genügend großen Stichprobe überprüft werden.

Die Therapie mit dem Kipptisch-Stepper-System wurde für die akute Phase der Querschnittlähmung entwickelt. Die Evaluierung des Gerätes war zunächst an gesunden Probanden notwendig. Um verfälschende Einflüsse durch Spontanremissionen im Studienverlauf auszuschließen, untersuchte die erste Therapiestudie Patienten in der chronischen Phase.

#### **9.3.2.2 Trainingsdauer**

Im zeitlichen Limit der Studie resultierte eine kurze Trainingsdauer der Patienten. Die Trainingszeiten sind üblicherweise deutlich länger. Hesse setzte 5 Wochen tägliches FES-kombiniertes Training ein (Hesse et al. 2004). Thrasher wählte einen Zeitraum von 12 bis 18 Wochen für seine Studie zum FES-unterstützten Gehen (Thrasher et al. 2006). Für tägliches Gangtraining evaluierte Wirz 8 Wochen (Wirz et al. 2005), Effing 12 Wochen (Effing et al. 2006) und Nymark 12 Wochen (Nymark et al. 1998) als Interventionszeitraum. Erfahrungsgemäß waren Fähigkeiten, die sich innerhalb eines Monats leicht verbesserten, durch einen verlängerten Therapiehorizont weiter ausbaubar. Als wahrscheinlich gilt ebenfalls, dass ein nach 12 Trainingseinheiten unveränderter Parameter, auch nach dreifacher Trainingszeit keine bedeutenden Änderungen aufweist. Damit können die Trainingseffekte, welche in der einmonatigen ERIGO-Trainingsstudie eintraten, als ausbaufähig gewertet werden.

### **9.3.2.3 Auswertungsparameter**

Für diese Studie waren zwei Ebenen der Auswertung entscheidend. Es wurden einerseits die funktionellen Parameter mit Skalen und klinischen Tests erhoben. Diese spiegeln den realen Gewinn an Fähigkeiten für den Patienten wider. Sie zeigten aber nur punktuell die Situation zum Untersuchungszeitpunkt auf. Andererseits wurden in dieser Studie auch Pathomechanismen untersucht, zu denen allein mit der EMG-Auswertung Aussagen getroffen werden können. Somit musste ein komplexer Ansatz entwickelt werden, in dem Veränderungen in der myoelektrischen Aktivierung mit den klinisch feststellbaren Fähigkeiten verknüpft werden können.

### **9.3.3 Diskussion der methodischen Ergebnisse**

Die **Rückenschmerzen** der Teilnehmer stellten eine Einschränkung der Bewegungstherapie auf dem ERIGO dar. Durch das Legen eines Kissens unter den Oberkörper wurde die Haltung entspannt und die Patienten beschrieben eine Reduktion ihrer Rückenprobleme. Durch eine Erweiterung des „Hüftgelenks des ERIGO“ in die Flexionsrichtung, könnte diesen Mechanismen entgegengewirkt werden. Zusätzlich wird bei Patienten in der akuten Phase ihrer Verletzung mit einer verstärkten Rückenschmerzsymptomatik zu rechnen sein.

An der mangelnden Akzeptanz des **Standard-Musters** war zu sehen, wie sich das Bewegen auf dem ERIGO und das Gehen unterscheiden. In der Annahme, ein Bewegungsmuster nahe am physiologischen Gang zu implementieren, war die Hüftbewegung des Gehens übernommen worden. Da der ERIGO keine physiologische Schwingphase bot, war dieses Muster nicht intuitiv durchführbar. Dies zeigt den Schwachpunkt eines kinematisch begründeten Gehbildes für die Anwendung in der klinischen Rehabilitation.

Die originalen **Kniemanschetten** rieben am Oberschenkel und beeinträchtigten die Kontraktion der Oberschenkelmuskulatur. In Zusammenarbeit mit der Hocoma AG konnten die Manschetten weiterentwickelt werden. Dafür wurden zwei Gurte genutzt, wovon einer ober- der andere unterhalb des Knies befestigt wurde. So konnte das



Knie stabil durch den Bewegungszyklus geführt und gleichzeitig die Reibung an der Haut reduziert werden.

Weitere Verbesserungen am ERIGO könnten die Akzeptanz für das Trainingsgerät steigern lassen, was auch ein engagierteres Training unterstützen würde.

## 10 Schlussfolgerungen

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der ERIGO als ein neues Trainingsgerät für die Therapie rückenmarksverletzter Patienten untersucht. Dabei wurden wichtige methodische Grundlagen für die Anwendung des ERIGO im Rahmen medizinischer Studien gelegt und ein Protokoll zur Evaluierung der myoelektrischen Aktivität entwickelt. Mit letzterem wurden die Einflüsse verschiedener Bewegungsparameter auf die muskuläre Aktivierung an Gesunden erfasst. In einem zweiten Schritt wurde mit vier chronischen, inkomplett Querschnittgelähmten ein Training durchgeführt und erste Ergebnisse der Patientenstudie diskutiert.

Mit der **EMG-Analyse-Studie** an gesunden Probanden wurden Referenzwerte für die einzelnen Konditionen ermittelt. Die EMG-Daten zeigten Unterschiede der Aktivierung sowohl im zeitlichen Verlauf (Phase) der Aktivierung als auch in der Amplitude des Potentials.

Die Vertikalisierung der Untersuchten führte zu einer deutlichen Veränderung der Phasenverläufe. Im Gegensatz jedoch zum Biceps femoris (BF), Tibialis anterior (TA) und Soleus (SO) reagierte das Aktivierungsmuster des Vastus lateralis (VL) überraschenderweise nur geringfügig auf den aufrechten Stand.

Die Amplitudenanalyse verdeutlichte den Einfluss der vier Parameter (Last, Geschwindigkeit, Hüftextension, Bewegungsmuster) auf den Umfang der myoelektrischen Erregung. Das Aufrichten des Kipptisches erhöhte die Belastung und verstärkte die Aktivität in der Beinstreckerkette (VL und SO) und reduzierte sie im BF und TA. Die Bewegungsgeschwindigkeit vergrößerte die Amplituden nur in der Unterschenkelmuskulatur, während die Hüftextension die Oberschenkelmuskulatur beeinflusste. Der VL wurde weniger und der BF stärker aktiviert.

Mit verschiedenen Voreinstellungen der Bewegungskonditionen bieten sich spezifische Möglichkeiten, die Therapie an die individuellen Bedürfnisse des Patienten anzupassen und diesen optimal zu fördern. Ein für alle Patienten gleichermaßen geeignetes Szenario ist für das Training daraus nicht abzuleiten, da es von den Fähigkeiten des Patienten abhängig ist, wie viel Unterstützung der ERIGO ihm geben muss.

Das Vertikalisieren ist ein Faktor, der die Muskelfunktion in starkem Ausmaß beeinflusst. Der Kippwinkel ist auch während des Betriebs stets veränderbar, was einfache Belastungsänderungen während eines laufenden Trainings ermöglicht. So können vor allem die Extensoren damit gezielt gefördert werden.

Durch die Bewegungsgeschwindigkeit kann die elektrische Muskelaktivität beeinflusst werden, was durch die Resultate speziell für den TA und den SO belegt wurde.

Die beobachtete hemmende Wirkung der Hüfthyperextension auf den VL und die aktivierende auf den BF, könnte einen Nutzen bei der Behandlung eines Quadrizeps-Hypertonus – beispielsweise bei Streckspastik – haben.

Die Wahl des verwendeten Gangmusters muss in erster Linie von der aktiven Streckfähigkeit und dem subjektiven Bewegungsempfinden des Patienten abhängig gemacht werden. Die Kniestabilität sollte immer gewährleistet sein, so dass die Entscheidung im Zweifelsfalle zu Gunsten des One-Leg-Musters fallen sollte.

Die vielfältigen Kombinationen der Bewegungsparameter bieten die Möglichkeiten, die Bewegung an die Bedürfnisse und Fähigkeiten der Patienten anzupassen und damit der heterogenen Patientengruppe in Form einer individuellen Therapie Rechnung zu tragen.

Die **ERIGO-Trainingsstudie** untersuchte bei querschnittgelähmten Patienten die Effekte des Trainings auf die Kreislauffunktion, die Muskelaktivierung und auf funktionelle Fähigkeiten.

Der gesunkene Variationskoeffizient der Herzfrequenz belegte die Verbesserung der Kreislaufstabilität bei Kipptischeinsatz. Diese Effekte wurden von den Patienten im täglichen Leben wahrgenommen und konnten die Lebensqualität verbessern.

Die EMG-Analyse zeigte eine Verkürzung der Aktivitätszeiträume und eine frühere Aktivierung im Bewegungszyklus. Die Modulationen der EMG-Muster verdeutlichten eine Annäherung an die Phasenverteilung von gesunden Probanden. Anhand klinischer Skalen konnte eine Verbesserung der Gehfähigkeit nicht nachgewiesen werden. Dennoch profitierten die Patienten durch Zugewinne ihrer motorischen Fähigkeiten, wie die Kraftzunahme und die Reduktion der Spastik. Inwiefern diese Effekte durch die additiv angewandte FES hervorgerufen bzw. verstärkt wurden, konnte in der vorliegenden Studie nicht quantifiziert werden.

Die Studie demonstrierte, dass ein ERIGO-Training mit Patienten in der chronischen Phase zu Veränderungen der neuromuskulären Aktivität führt. Zu betonen ist, dass viele Zugewinne der funktionellen Parameter über die vierteljährige Follow-up-Zeit gehalten werden konnten. Dass diese Verbesserungen stabil waren, ist ein überzeugendes Argument für die Durchführung weiterführender Untersuchungen mit Patienten in der akuten Phase der Querschnittlähmung.

## 11 Ausblick

Für die Entwicklung einer optimalen Therapie für Querschnittgelähmte ist es notwendig, neue Therapieansätze zu entwickeln und zu analysieren. Der ERIGO ist für die Frührehabilitation Querschnittgelähmter entwickelt worden. Nach der Schaffung von Evaluierungsmöglichkeiten mittels EMG-Analyse im Rahmen der vorliegenden Studie sollten jetzt Bemühungen unternommen werden, das Potenzial dieses Gerätes weitergehend zu untersuchen.

In diesem Zusammenhang ist die detaillierte Erfassung und Prüfung einzelner Effekte (z.B. basierend auf Elektrostimulation) notwendig. Hinzu kommen die Effekte des Therapiemoduls auf supraspinale Zentren. Die Ergründung des Zusammenhangs zwischen der physischen Verbesserung, der myoelektrischen Modulation und der zerebralen Plastizität bei Querschnittgelähmten ist eine spannende und komplexe multidisziplinäre Fragestellung im Bereich der Grundlagenforschung.

Um weiterführende Bewegungsanalysen am ERIGO durchführen zu können, ist es mittelfristig von Interesse, die kinematischen und dynamischen Bewegungsparameter, also die Gelenkwinkel sowie die Kräfte, welche auf die Gelenke und Muskeln wirken, zu quantifizieren.

Der ERIGO sollte nicht als Einzelgerät, sondern in Kombination mit anderen therapeutischen Optionen betrachtet werden. Aufbauend auf den hier erhobenen Daten an chronisch Erkrankten sind zukünftig die Effekte bei Patienten in der akuten Phase zu erforschen. Wenn sich die ermutigenden Ergebnisse an chronischen Patienten statistisch sichern lassen, sollten Studien mit akuten Querschnittgelähmten begonnen werden, die den ERIGO in ein umfassendes Konzept der Frührehabilitation einbinden.

Die Anwendung des ERIGO sollte sich nicht auf die Rückenmarksverletzungen begrenzen, sondern kann ebenso für andere Bereiche des lokomotorischen Lernens, z.B. bei Schlaganfallpatienten, genutzt werden. Desgleichen könnte das Kipptisch-Stepper-System in der Bewegungstherapie von langzeitimmobilisierten Patienten, wie komatöse oder apallische Patienten, sinnvoll eingesetzt werden.

Zusammenfassend geben die Resultate Anlass, die biologischen Grundlagen der Neurorehabilitation, speziell der spinalen Regelkreise, zu ergründen. Der ERIGO hat

dabei das Potential, sowohl im Rahmen grundlagenwissenschaftlicher Forschung mit standardisierten Bewegungen zu dienen als auch mit der Fähigkeit der individuellen Anpassung an die Anforderungen der Patienten, ein Teil der umfassenden Therapie der Frühphase neurologischer Erkrankungen zu werden.

## 12 Literaturverzeichnis

- Adams MM, Hicks AL. 2005. Spasticity after spinal cord injury. *Spinal Cord*, 43 (10):577-586.
- Arsenault A, Winter D, Marteniuk R. 1986. Is there a 'normal' profile of EMG activity in gait? *Med Biol Eng Comput*, 24 (4):337-343.
- Ashworth B. 1964. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner*, (192):540-542.
- Aydin G, Tomruk S, Keles I, Demir SO, Orkun S. 2005. Transcutaneous electrical nerve stimulation versus baclofen in spasticity: clinical and electrophysiologic comparison. *Am J Phys Med Rehabil*, 84 (8):584-592.
- Barbeau H. 2003. Locomotor training in neurorehabilitation: emerging rehabilitation concepts. *Neurorehabil Neural Repair*, 17 (1):3-11.
- Barbeau H, Fung J, Leroux A, Ladouceur M. 2002a. A review of the adaptability and recovery of locomotion after spinal cord injury. *Prog Brain Res*, 137:9-25.
- Barbeau H, Ladouceur M, Mirbagheri M, Kearney R. 2002b. The effect of locomotor training combined with functional electrical stimulation in chronic spinal cord injured subjects: walking and reflex studies. *Brain Research Reviews*, 40 (1-3):274-291.
- Bohannon RW. 1993. Tilt table standing for reducing spasticity after spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 74 (10):1121-1122.
- Bohannon RW, Smith MB. 1987. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*, 67 (2):206-207.
- Bradley L, Hart BB, Mandana S, Flowers K, Riches M, Sanderson P. 1998. Electromyographic biofeedback for gait training after stroke. *Clinical Rehabilitation*, 12 (1):11-22.
- Burchiel KJ, Frank PH. 2001. Pain and Spasticity After Spinal Cord Injury: Mechanisms and Treatment. *Spine*, 26 (24S):146-160.
- Chao C, Cheing G. 2005. The Effects of Lower-Extremity Functional Electric Stimulation on the Orthostatic Responses of People With Tetraplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86 (7):1427-1433.
- Chen SC, Chen YL, Chen CJ, Lai CH, Chiang WH, Chen WL. 2005. Effects of surface electrical stimulation on the muscle-tendon junction of spastic gastrocnemius in stroke patients. *Disability and Rehabilitation*, 27 (3):105-110.
- Cikajlo I, Matjacic Z, Bajd T, Futami R. 2005. Sensory Supported FES Control in Gait Training of Incomplete Spinal Cord Injury Persons

- Clark BC, Manini TM, Ordway NR, Ploutz-Snyder LL. 2004. Leg muscle activity during walking with assistive devices at varying levels of weight bearing. Arch Phys Med Rehabil, 85 (9):1555-1560.
- Claydon VE, Krassioukov AV. 2006. Orthostatic Hypotension and Autonomic Pathways after Spinal Cord Injury. Journal of Neurotrauma, 23 (12):1713-1725.
- Colombo G, Wirz M, Dietz V. 2001. Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. Spinal Cord, 39 (5):252-255.
- Colombo G, Schreier R, Mayr A, Plewa H, Rupp R. 2005. Novel tilt table with integrated robotic stepping mechanism: design principles and clinical application. Proceedings of the 2005 IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR 2005 227 - 230.
- Corletto A. 2006. Kipptischtraining in Kombination mit FES unter isometrischen und dynamischen Bedingungen [Diplomarbeit]. Zürich: ETH Zürich.
- Cramp, Gilsenan, Lowe, Walsh. 2000. The effect of high- and low-frequency transcutaneous electrical nerve stimulation upon cutaneous blood flow and skin temperature in healthy subjects. Clinical Physiology, 20 (2):150-157.
- Curt A, Dietz V, Meinck H-M, Hesse S, Gillsbach J (Prof. Dr. J. Noth, Neurologische Klinik, Universitätsklinikum Aachen). 03.12.2007. Querschnittlähmung <http://www.dgn.org/116.0.html>.
- Czell D, Schreier R, Rupp R, Eberhard S, Colombo G, Dietz V. 2004. Influence of passive leg movements on blood circulation on the tilt table in healthy adults. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 1 (4):doi:10.1186/1743-0003-1181-1184.
- Deetjen P, Speckmann E, Hrsg. 1999. Physiologie. 3. Aufl. München; Stuttgart; Jena; Lübeck; Ulm: Urban&Fischer Verlag.
- den Otter AR, Geurts ACH, Mulder T, Duysens J. 2004. Speed related changes in muscle activity from normal to very slow walking speeds. Gait & Posture, 19 (3):270-278.
- Di Girolamo E, Di Iorio C, Leonzio L, Sabatini P, Barsotti A. 1999. Usefulness of a Tilt Training Program for the Prevention of Refractory Neurocardiogenic Syncope in Adolescents : A Controlled Study. Circulation, 100 (17):1798-1801.
- Dietz V, Hrsg. 1996. Querschnittlähmung: Physiopathologie, Klinik und Therapie der Blasenstörung der Bewegung und des Vegetativum. Kohlhammer Aufl. Stuttgart.
- Dietz V. 2003. Spinal cord pattern generators for locomotion. Clinical Neurophysiology, 114:1379-1389.
- Dietz V, Colombo G, Jensen L. 1994a. Locomotor activity in spinal man. Lancet, 344 (8932):1260-1263.



- Dietz V, Colombo G, Jensen L, Baumgartner L. 1994b. Locomotor capacity of spinal cord in paraplegic patients. *Annals of Neurology*, 37 (5):574-582.
- Dietz V, Wirz M, Colombo G, Curt A. 1998. Locomotor capacity and recovery of spinal cord function in paraplegic patients: a clinical and electrophysiological evaluation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/ Electromyography and Motor Control*, 109 (2):140-153.
- Ditunno PDJ. 2001. Walking index for spinal cord injury (WISCI II): scale revision. *Spinal Cord*, 39 (12):654-656.
- Dobkin BH, Harkema S, Requejo P, Edgerton VR. 1995. Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury. *J Neurol Rehabil*, 9 (4):183-190.
- Duchene J, Goubel F. 1993. Surface electromyogram during voluntary contraction: processing tools and relation to physiological events. *Crit Rev Biomed Eng*, 21 (4):313-397.
- Dudley GA, Castro MJ, Rogers S, Apple Jr DF. 1999. A simple means of increasing muscle size after spinal cord injury: a pilot study. *European Journal of Applied Physiology*, 80 (4):394-396.
- Ector H, Reybrouck T, Heidbuchel H, Gewillig M, Van de Werf F. 1998. Tilt training: a new treatment for recurrent neurocardiogenic syncope and severe orthostatic intolerance. *Pacing Clin Electrophysiol*, 21 (1 Pt 2):193-196.
- Effing TW, van Meeteren NLU, van Asbeck FWA, Prevo AJH. 2006. Body weight-supported treadmill training in chronic incomplete spinal cord injury: a pilot study evaluating functional health status and quality of life. *Spinal Cord*, aop (current).
- Eng JJ, Levins SM, Townson AF, Mah-Jones D, Bremner J, Huston G. 2001. Use of Prolonged Standing for Individuals With Spinal Cord Injuries. *Physical Therapy*, 81 (8):1392-1399.
- Engel P, Hildebrandt G. 1976. Long-term studies about orthostatic training after high spinal cord injury. *Paraplegia*, 14 (2):159-164.
- Exner G. 2004. Der Arbeitskreis „Querschnittlähmungen“ des Hauptverbandes der gewerblichen Berufsgenossenschaften in Deutschland. *Traumatische Berufskrankheiten*, 6:147-151.
- Farina D, Merletti R. 2000. Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10 (5):337-349.
- Florence JM, Pandya S, King WM, Robison JD, Baty J, Miller JP, Schierbecker J, Signore LC. 1992. Intrarater reliability of manual muscle test (Medical Research Council scale) grades in Duchenne's muscular dystrophy. *PHYS THER*, 72 (2):115-122.

- Gabel RH, Brand RA. 1994. The effects of signal conditioning on the statistical analyses of gait EMG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 93 (3):188-201.
- Gregor RJ, Smith DW, Prilutsky BI. 2006. Mechanics of slope walking in the cat: quantification of muscle load, length change, and ankle extensor EMG patterns. *J Neurophysiol*, 95 (3):1397-1409.
- Grillner S. 1975. Locomotion in vertebrates: central mechanisms and reflex interaction. *Physiol Rev*, 55 (2):247-304.
- Grillner S. 1985. Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates. *Science*, 228 (4696):143-149.
- Grillner S, Wallen P. 1985. Central Pattern Generators for Locomotion, with Special Reference to Vertebrates. *Annual Review of Neuroscience*, 8 (1):233-261.
- Groot PD, Crozier J, Rakobowchuk M, Hopman M, Macdonald M. 2005. Electrical Stimulation Alters FMD and Arterial Compliance in Extremely Inactive Legs. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37 (8):1356-1364.
- Grubb B, Wolfe D, Samoil D, Madu E, Temesy-Armos P, Hahn H, Elliott L. 1992. Recurrent unexplained syncope in the elderly: the use of head-upright tilt table testing in evaluation and management. *J Am Geriatr Soc*, 40 (11):1123-1128.
- Han B, Jang S, Chang Y, Byun W, Lim S, Kang D. 2003. Functional magnetic resonance image finding of cortical activation by neuromuscular electrical stimulation on wrist extensor muscles. *Am J Phys Med Rehabil*, 82:17-20.
- Harkema SJ. 2001. Neural plasticity after human spinal cord injury: application of locomotor training to the rehabilitation of walking. *Neuroscientist*, 7 (5):455-468.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, Disselhorst-Klug C, Hägg G. 1999. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy - Results of the SENIAM project. Enschede: Roessingh Research and Development.
- Hesse S, Uhlenbrock D. 2000. A mechanized gait trainer for restoration of gait. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37 (6).
- Hesse S, Werner C, Bardeleben A. 2004. Electromechanical gait training with functional electrical stimulation: case studies in spinal cord injury. *Spinal Cord*, 42 (6):346-352.
- Hof AL, Elzinga H, Grimmius W, Halbertsma JPK. 2002. Speed dependence of averaged EMG profiles in walking. *Gait & posture*, 16 (1):78-86.
- Husemann B, Muller F, Krewer C, Heller S, Koenig E. 2007. Effects of Locomotion Training With Assistance of a Robot-Driven Gait Orthosis in Hemiparetic Patients After Stroke: A Randomized Controlled Pilot Study. *Stroke*, 38 (2):349-354.

- Ishimaru K, Kawakita K, Sakita M. 1995. Analgesic effects induced by TENS and electroacupuncture with different types of stimulating electrodes on deep tissues in human subjects. *Pain*, 63 (2):181-187.
- Johnson MI, Tabasam G. 2003. An investigation into the analgesic effects of different frequencies of the amplitude-modulated wave of interferential current therapy on cold-induced pain in normal subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84 (9):1387-1394.
- Karlsson JS, Ostlund N, Larsson B, Gerdle B. 2003. An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13 (5):461-468.
- Keller T, Popovic MR, Pappas IPI, Muller P-Y. 2002. Transcutaneous Functional Electrical Stimulator "Complex Motion". *Artificial Organs*, 26 (3):219-223.
- Kendall FP, Mary M. Rodgers, Elizabeth Kendall McCreary, Patricia Geise Provance, Romani WA, Kendall FP, Hrsg. 2005. *Muscles: Testing And Function With Posture And Pain*. 5. Aufl. USA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Kesar T, Binder-Macleod S. 2006. Effect of frequency and pulse duration on human muscle fatigue during repetitive electrical stimulation. *Experimental Physiology*, 91 (6):967-976.
- Kesar T, Chou L-W, Binder-Macleod SA. 2007. Effects of stimulation frequency versus pulse duration modulation on muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, In Press, Corrected Proof.
- Kim Y, Youm Y, Wu M, Schmit BD. 2007. Modulation of flexor reflexes by static and dynamic hip proprioceptors in chronic human spinal cord injury. *Journal of Clinical Neuroscience*, In Press, Corrected Proof.
- Kimberley T, Lewis S, Auerbach E, Dorsey L, Lojovich J, Carey J. 2004. Electrical stimulation driving functional improvements and cortical changes in subjects with stroke. *Experimental Brain Research*, 154:450-460.
- Knikou M, Rymer WZ. 2002. Effects of changes in hip joint angle on H-reflex excitability in humans. *Experimental Brain Research*, 143 (2):149-159.
- Knikou M, Kay E, Rymer W. 2006. Modulation of flexion reflex induced by hip angle changes in human spinal cord injury. *Experimental Brain Research*, 168 (4):577-586.
- Kojima N, Nakazawa K, Yano H. 1999. Effects of limb loading on the lower-limb electromyographic activity during orthotic locomotion in a paraplegic patient. *Neuroscience Letters*, 274 (3):211-213.
- Lünenburger L, Bolliger M, Czell D, Müller R, Dietz V. 2006. Modulation of locomotor activity in complete spinal cord injury. *Exp Brain Res*.

- Maegele M, Muller S, Wernig A, Edgerton VR, Harkema SJ. 2002. Recruitment of spinal motor pools during voluntary movements versus stepping after human spinal cord injury. *J Neurotrauma*, 19 (10):1217-1229.
- Mangold S, Keller T, Curt A, Dietz V. 2005. Transcutaneous functional electrical stimulation for grasping in subjects with cervical spinal cord injury. *Spinal Cord*, 43 (1):1-13.
- Mathiassen SE, Winkel J, Hagg GM. 1995. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies -- A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5 (4):197-226.
- Maupas E, Paysant J, Datie AM, Martinet N, Andre JM. 2002. Functional asymmetries of the lower limbs. A comparison between clinical assessment of laterality, isokinetic evaluation and electrogoniometric monitoring of knees during walking. *Gait & Posture*, 16 (3):304-312.
- McDonald JW, Sadowsky C. 2002. Spinal cord Injury. *The Lancet*, 359:417-425.
- Mtinangi BL, Hainsworth R. 1998. Increased orthostatic tolerance following moderate exercise training in patients with unexplained syncope. *Heart*, 80 (6):596-600.
- Nymark J, DeForge Z, Barbeau H, Badour M, Bercovitch S, Tomas J. 1998. Body weight support treadmill gait training in the subacute recovery phase of incomplete spinal cord injury. *Journal of Neurologic Rehabilitation*, 12 (3):119-138.
- Pearson KG. 2000. Neural Adaptation in the Generation of Rhythmic Behavior. *Annual Review of Physiology*, 62 (1):723-753.
- Pedersen S, Oberg B, Insulander A, Vretman M. 1990. Group training in parkinsonism: quantitative measurements of treatment. . *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, 22 (4):207-211.
- Phillips WT, Kiratli BJ, Sarkarati M, Weraarchakul G, Myers J, Franklin BA, Parkash I, Froelicher V. 1998. Effect of spinal cord injury on the heart and cardiovascular fitness. *Current Problems in Cardiology*, 23 (11):641-716.
- Pinter MM, Dimitrijevic MR. 1999. Gait after spinal cord injury and the central pattern generator for locomotion. *Spinal Cord*, 37 (8):531-537.
- Popovic MR, Curt A, Keller T, Dietz V. 2001. Functional electrical stimulation for grasping and walking: indications and limitations. *Spinal Cord*, 39 (8):403-412.
- Priebe MM, Sherwood AM, Thornby JI, Kharas NF, Markowski J. 1996. Clinical assessment of spasticity in spinal cord injury: a multidimensional problem. *Arch Phys Med Rehabil*, 77 (7):713-716.
- Reybrouck T, Heidbuchel H, Van de Werf F, Ector H. 2000. Tilt training: a treatment for malignant and recurrent neurocardiogenic syncope. *Pacing Clin Electrophysiol*, 23 (4 Pt 1):493-498.

- Ring H, Rosenthal N. 2005. Controlled Study of Neuroprosthetic Functional Electrical Stimulation in sub-acute post-stroke Rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 37 (1):32 - 36.
- Rupp R, Eberhard S, Schreier R, Colombo G. 2002. [Reha-Stepper locomotion therapy in early rehabilitation of paraplegic patients]. *Biomed Tech (Berl)*, 47 Suppl 1 Pt 2:708-711.
- Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. 2000. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*, 12 (1):34-45.
- Schmidt R, Lang F, Thews G, Hrsg. 2005. *Physiologie des Menschen*. 28. Aufl. Berlin Heidelberg: Springer Medizin Verlag
- Scholle HC, Schumann NP, Anders C, Fink C, Hoser C. 1992. Funktionelle Elektrostimulation. Ansätze für deren verbesserte Steuerung. In: Wentzensen A, Schmelz A, Hrsg. *Elektromyostimulation in der Traumatologie*. Georg Thieme Verlag Aufl. Stuttgart New York.
- Scremin EAM, Kurta L, Gentili A, Wiseman B, Perell K, Kunkel C, Scremin OU. 1999. Increasing muscle mass in spinal cord injured persons with a functional electrical stimulation exercise program. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80 (12):1531-1536.
- Shiavi R, Frigo C, Pedotti A. 1998. Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. *Med Biol Eng Comput*, 36 (2):171-178.
- Skold C, Levi R, Seiger A. 1999. Spasticity after traumatic spinal cord injury: nature, severity, and location. *Arch Phys Med Rehabil*, 80 (12):1548-1557.
- Stefanovska A, Vodovnik L, Gros N, Rebersek S, Acimovic-Janezic R. 1989. FES and spasticity. *Biomedical Engineering IEEE Transactions on*, 36 (7):738-745.
- Teasell RW, Bhogal SK, Foley NC, Speechley MR. 2003. Gait retraining post stroke. *Top Stroke Rehabil*, 10 (2):34-65.
- Thaut MH, McIntosh GC, Rice RR. 1997. Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation. *Journal of the Neurological Sciences*, 151 (2):207-212.
- Thrasher TA, Flett HM, Popovic MR. 2006. Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation. *Spinal Cord*, aop (44):357-361.
- Thrasher TA, Keller T, Lawrence M, Popovic MR. 2005. Differences between passive and FES-driven leg movements on cardiovascular parameters on an active tilt-table stepper. 10th Annual Conference of the International FES Society, 10:409-411.
- van der Salm A, Veltink PH, Ijzerman MJ, Groothuis-Oudshoorn KC, Nene AV, Hermens HJ. 2006. Comparison of electric stimulation methods for reduction

- of triceps surae spasticity in spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 87 (2):222-228.
- van Hedel HJA, Tomatis L, Muller R. 2006. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading. *Gait & Posture*, 24 (1):35-45.
- Vodovnik L, Bowman B, Hufford P. 1984. Effects of electrical stimulation on spinal spasticity. *Scand J Rehabil Med*, 16 (1):29-34.
- Werner C, von Frankenberg S, Treig T, Konrad M, Hesse S. 2002. Treadmill Training With Partial Body Weight Support and an Electromechanical Gait Trainer for Restoration of Gait in Subacute Stroke Patients: A Randomized Crossover Study. *Stroke*, 33 (12):2895-2901.
- Wernig A, Müller S. 1992. Laufband locomotion with body weight support improved walking in persons with severe spinal cord injuries. *Paraplegia*, 30 (4):229-238.
- Winter DA. 1991. *Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. 2. Aufl. Ottawa: Waterloo Biomechanics
- Wirz M, Zemon DH, Rupp R, Scheel A, Colombo G, Dietz V, Hornby TG. 2005. Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: A multicenter trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86 (4):672-680.
- Wolpaw JR, Braitman DJ, Seegal RF. 1983. Adaptive plasticity in primate spinal stretch reflex: initial development. *J Neurophysiol*, 50 (6):1296-1311.
- Wyndaele M, Wyndaele JJ. 2006. Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: what learns a worldwide literature survey? *Spinal Cord*, 44 (9):523-529.
- Zverev YP. 2006. Spatial parameters of walking gait and footedness. *Annals of Human Biology*, 33 (2):161-176.
- Zwiener U. 1973a. Eine Möglichkeit regelphysiologischer Blutdruckanalysen in Experiment und Klinik. *Acta biologica et medica Germanica*, 31:561-568.
- Zwiener U. 1973b. Zur Problematik vegetativer Regulationsprüfung. *Psychiatrie Neurologie und med Psychologie*, 25 (2):81-91.
- Zwiener U, Walek H, Reinhardt R. 1975. Auto- und Kohärenzspektren von Blutdruck-, Herzfrequenz- und Atmungsrythmen in Experiment und Klinik. *Acta biologica et medica Germanica*, 34:761-766.

## 13 Anhang

### 13.1 Durchführungsprotokolle der Messungen

#### 13.1.1 EMG-Analyse-Studie

Versuchsperson: _____		Datum: _____
Name: _____		Vorname: _____
Temp _____		
Kondition Situation	Reihenfolge	Trigger und Besonderheiten
00 Ruhe EMG		
04 ONE-LEG 40/min stehen Beginn		
02 Standard 40/min stehend		
03 Sinus 40/min stehend 0°		
05 ONE-LEG 20/min stehen		
06 ONE-LEG 60/min stehen		
07 ONE-LEG 40/min stehen HüftEx 20°		
08. ONE-LEG 60/min stehend 20°		
09 ONE-LEG 20/min liegen 0°		
10 ONE-LEG 40/min liegen		
11 ONE-LEG 40/min liegen Hüftex 20°		
12 ONE-LEG 40/min stehend 0°		
13 Ruhe EMG		

**Tabelle 12: Messprotokoll für die Probanden**

### 13.1.2 ERIGO-Trainingsstudie

Name: \_\_\_\_\_

Vorname: \_\_\_\_\_

Probandennummer: \_\_\_\_\_

Datum: \_\_\_\_\_

Untersuchung [1] [2] [6] [7] [11] [12]

Zeitpunkt	RR	Puls (/min)	Trigger	Sonstiges
Vorher				
Ruhephase 1				5Min
		Trainingsstart		
			Starttrigger einfach	EMG An
30sec RuheEMG				
			Doppelt	ERIGO an
Passiv (2min)			Einfach	
Aktiv (2min)				
			Dreifach	ERIGO hoch
Passiv (2min)			Einfach	
Aktiv1 nach 4min				
			Doppelt	FES an
6min			Einfach wenn FES OK	
8min				
10min			Dreifach bevor Pause	Log aus
12min				
14min				
16min				
18min				
20min				
22min				
24min				
26min			kein Trigger	log an
			Doppelt	FES AUS
28min			Einfach	
Passiv (2min)				
			Dreifach	ERIGO runter
Aktiv 2min			Einfach Doppelt Einfach zum Schluss	
passiv 2min				
1min ruhe EMG				

Tabelle 13: Messprotokoll für die Patientenmessung



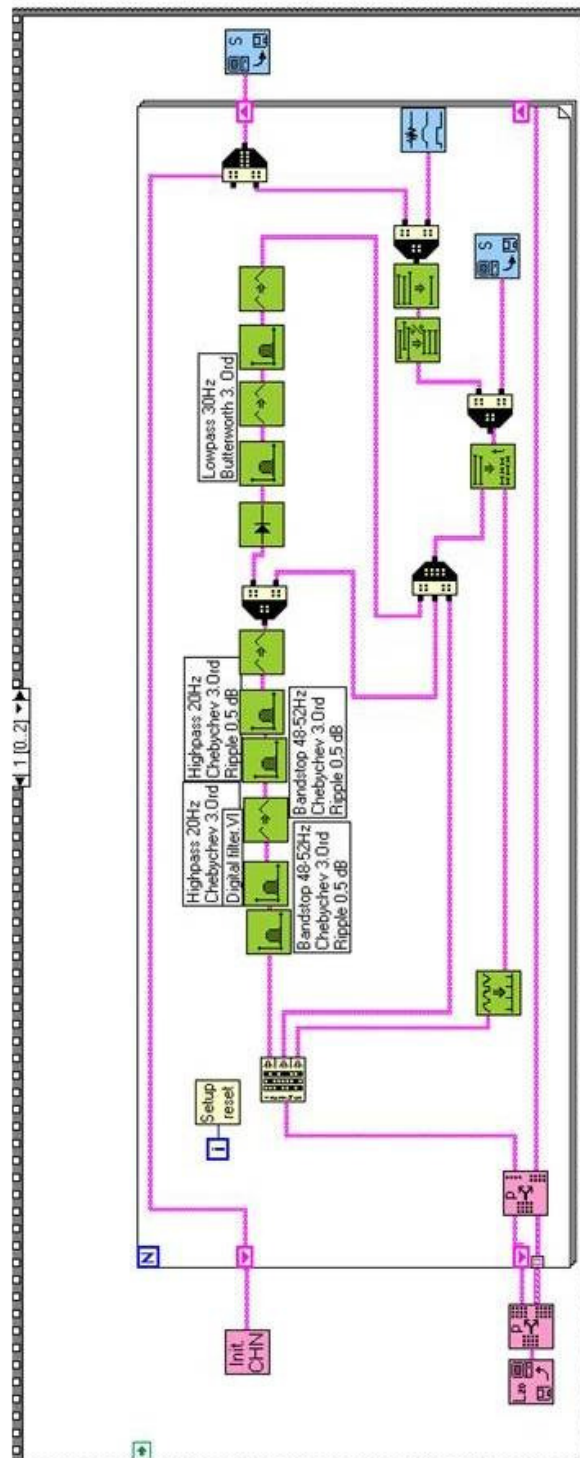
Name: _____	Vorname: _____
Probandennummer: _____	

	<u>Vorunter- suchung I</u>	<u>Vorunter- suchung II</u>	<u>Unters. nach 2 Wo Training</u>	<u>Unters. nach 4 Wo Training</u>	<u>Follow-up nach 3 Mo.</u>
Datum					
WISCI II					
10MWT normal (Hilfsmittel)					
10MWT max (Hilfsmittel)					
TUG-Test					
Kraft Quadriceps re.					
Kraft Tibialis ant. re.					
Kraft Gastrocnemius re.					
Ashworth rechts					
Kraft Quadriceps li.					
Kraft Tibialis ant. li.					
Kraft Gastrocnemius li.					
Ashworth links					
ASIA					
Anmerkungen					
Untersucher					

**Tabelle 14: Untersuchungsprotokoll für die funktionellen Werte für die ERIGO-Trainingsstudie**  
WISCI (Walking index for spinal cord injury); 10MWT (10 Meter walking Test); TUG (Timed up and go test); ASIA (Klassifikation der Verletzung nach dem Protokoll der American Spinal cord injury Association)

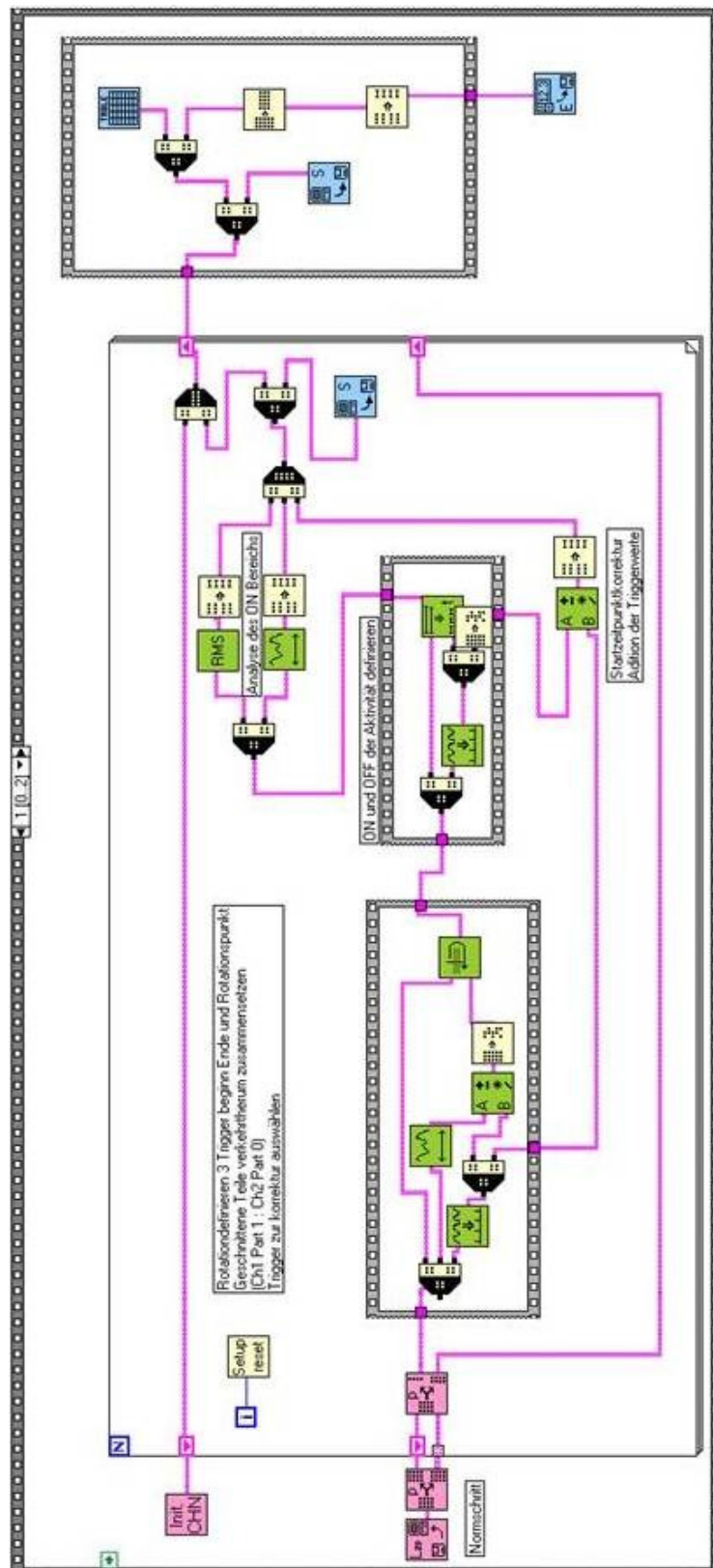
## 13.2 Soleasyprogramme

### 13.2.1 Signalbearbeitung



**Abbildung 30: Programm zur Signalbearbeitung und zur Mittelung:** Die Rohsignale werden in 2 Varianten bearbeitet. 1 Hochpass- und Notchfilter.; 2.zusätzlich Hüllkurve zur Phasendetektion. 20 Einzelschritte werden ausgewählt und zu einem „Normschritt“ gemittelt

## 13.2.2 Signalauswertung



**Abbildung 31: Programm zur Analyse der Normschritte:** Es wurden die Phasen detektiert und die Startpunkte und Aktivitätslängen gespeichert.

## 13.3 Kreislaufwerte der Patienten

### 13.3.1 Patient 1

Training	Zeitpunkt	Liegend			0	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24	26	28	Liegend		
1	BD syst		116	110	90				116			126		123		120	111	122	111	151	117	99
1	BD diast		55	52	63				84			66		53		72	76	66	94	58	56	67
1	Puls		60	60	64				65			64		61		62	64	65	60	58	55	57
2	BD syst	127	128	123	105	97				126		141	137	127		129	119	110	105		118	123
2	BD diast	57	49	51	60	73				84		80	58	74		84	77	82	90		63	60
2	Puls	55	54	50	54	75	84	77	70	76	87	83	73	74		69	68	76	70	60	52	57
3	BD syst	115	113	109	116	142	144	118		112	116		127	129	125	123			103	130	121	125
3	BD diast	62	72	58	60	104	91	73		72	73		86	79	66	71			74	87	63	57
3	Puls	58	59	54	52	112	110	86		126	96		68	62	64	142	64		64	80	54	57
4	BD syst		123	117	118	100					138	123	120		134	165	164	122	137	129	126	111
4	BD diast		68	74	71	72					110	61	101		113	72	72	100	87	63	57	67
4	Puls		61	61	58	58	81	78	72		76	66	72	70	78	76	93	72	84	68	56	54
5	BD syst		111	110	97							141	113	118	123	144	150	140	145	121	110	123
5	BD diast		67	67	81							123	92	96	94	94	92	102	108	65	69	57
5	Puls		58	58	56	76	72	82	76	72	82	72	70	74	74	70	16	68	78	88	56	54
6	BD syst	122	119	124	82	134	133	153		126	139	132	146	160	94	135		115	123	124	118	111
6	BD diast	66	58	54	59	101	80	98		62	61	107	83	71	61	76		52	100	65	60	72
6	Puls	58	56	56	68	74	62	78		60	64	104	80	84	78	78		90	86	84	61	60
7	BD syst	133	125	115	124	125	121			124		141	180	176		139	138	150	150	143	141	143
7	BD diast	53	55	63	53	76	73			94		95	71	73		84	77	81	80	66	60	53
7	Puls	60	58	60	58	68	78	76	74	74		82	90	84		84	82	82	80	82	72	60
8	BD syst	130	122	112	126	93	128	125	106	113	163	175	145	140	169	151	152	149	143	137	139	132
8	BD diast	60	57	63	75	77	101	94	77	92	82	78	80	82	82	85	96	88	91	84	69	70
8	Puls	66	62	62	62	80	80	82	82	88	84	76	86	80	84	86	84	82	84	76	60	60
9	BD syst	117	117	122	123	111	119	124	135	120	133	117	121	125	130	130		132	135	123	114	110
9	BD diast	69	74	82	79	79	104	85	95	89	93	93	69	79	111	102		83	116	53	51	58
9	Puls	57	58	66	66	68	70	72	72	74	76	76	80	89	78	76	76	76	70	52	52	52
10	BD syst	126	112	138	142	133	130	135		132	126	114	124		127	143	128	109	116	141	119	115
10	BD diast	66	67	82	80	86	81	87		69	81	93	95		81	94	80	92	87	73	59	51
10	Puls	62	60	72	70	72	78	76	80	76	78	75	78	76	80	74	77	78	84	74	72	60
11	BD syst	107	123	118	130	109	115		142	126		154	133	146	157	118	140	144	137	112	115	119
11	BD diast	72	60	79	98	82	89		50	82		67	60	72	78	76	74	73	62	80	65	63
11	Puls	60	62	62	72	74	77	74	74	80		80	80	78	86	81	88	83	84	73	63	60
12	BD syst	109	116	116	110	90		139	123	137	125	140		151	121		151	100	127	100	112	107
12	BD diast	66	60	63	82	69		66	88	71	73	76		78	70		69	55	68	57	50	53
12	Puls	54	52	57	66	66	72	72	68	72	70	72	72	70	70	72	86	75	74	74	72	54

Tabelle 15: Kreislaufparameter von Patient 1 in der Übersicht

### 13.3.2 Patient 2

Training	Zeitpunkt	Liegend				0	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24	26	28	Liegend		
1	BD syst	117	112	119	120		117					138	104		137	117	111	131	119	105	109	111	106
1	BD diast	64	66	60	59		75					98	67		56	57	28*	55	83	67	52	40	50
1	Puls	62	64	58	61		78		94	136	104	81		78	78	90	91	102	100	88	64	64	
2	BD syst	111	105	106	125	111	137	122	112	138	111	122	113	116	126	111	124	121	133	120	119	108	
2	BD diast	70	61	62	67	70	44	65	67	48	51	73	69	74	71	56	54	78	76	59	47	61	
2	Puls	63	62	65	76	72	64	76	74	74	76	78	78	76	78	78	78	76	78	67	59	60	
3	BD syst	129	113	109	114	99	99									134	128	111	119	127	111	112	
3	BD diast	59	58	64	58	72	62									109	82	77	54	67	73	69	
3	Puls	61	60	62	60	70	80				90	82	78	80		104		76	78	76	62	60	
4	BD syst	118	135	124	108	118		139		120	121	106	90	91	137	137	119	81	97	121	115		
4	BD diast	60	61	61	60	67		119		57	64	59	60	70	56	64	63	39	75	51	50		
4	Puls	90	88	88	86	91		90		86	86				92	98		98		84	88		
5	BD syst	104	97	112	112	111		122	110	93	108	99	107	88			123	113	105	128	121	117	
5	BD diast	70	61	62	62	58		48	83	72	55	77	63	56			80	79	71	56	53	53	
5	Puls	64	66	68	68	68		95	80	80	88	85	84	90		82	78	82	80	63	66	60	
6	BD syst	104	112	108	107	124	102		113	113	97	121	98	88	116	135	104	112	122	92	115	132	
6	BD diast	61	61	60	55	66	74		59	63	64	54	48	59	68	37	57	53	57	75	61	54	
6	Puls	84	78	78	80	90	92	106	99	107	105	110	126	103	106	104	114	106	106	78	82	72	
7	BD syst	102	103	111	120	130	135	96	139	101	103	118		114	127	107	114	141	122	114	108	106	
7	BD diast	62	60	50	72	83	68	82	62	50	70	10		92	72	71	83	39	90	58	62	59	
7	Puls	78	64	55	70	98	121	76	75	90	74	122		120	66	66	68	72	70	60	53	56	
8	BD syst	113	111	105	110	93	87	119	97			100	85	84	97	126	106		106	108	112	118	
8	BD diast	61	58	56	59	64	66	56	63			59	56	42	39	46	60		60	65	65	58	
8	Puls	64	62	62	62	74	74	76	76		74	78	76	78	96	76	82	92	78	73	66	68	
9	BD syst	113	104	104	116	112	111	112	109	118	115	125	131	123	128	113	135		124	144	131	130	
9	BD diast	68	63	64	57	72	74	79	71	62	81	72	77	81	54	76	116		63	66	59	65	
9	Puls	70	75	72	74	82	88	88	82	84	88	88	93	90	96	94	90	98	88	76	80	72	
10	BD syst	112	113	113	108	116	119	116	131	144	86	106	128	124	114	100	110	146	125	129	133	132	
10	BD diast	70	68	64	81	79	74	75	82	62	48	75	71	53	80	73	93	89	81	65	56	58	
10	Puls	78	76	74	76	84	84	84	84	86	86	86	88	84	90	88	86	88	88	88	78	76	
11	BD syst	104	105	106	113		127	90	96		101	105	129	103	100	118		127	125	123	119	110	
11	BD diast	62	59	56	62		92	67	65		56	41	74	73	61	94		70	68	55	70	63	
11	Puls	62	62	60	58	96	82	76	90	71	70	73	71	68	75	72		70	70	65	60	59	
12	BD syst	114	110	109	115	102	110	121	121	100		128	107	110	132	122	127	113	110	104	120	122	
12	BD diast	67	65	62	54	78	88	71	89	76		63	62	67	84	74	79	70	66	84	64	63	
12	Puls	62	62	59	58	58	81	72	71	70	68	68	72	70	74	74	76	76	80	84	60	64	

Tabelle 16: Kreislaufparameter von Patient 2 in der Übersicht

### 13.3.3 Patient 3

Training	Zeitpunkt	Liegend				0	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24	26	28	Liegend		
1	BD syst	108	108	116	117	107	131	102	64					102		101	94	91	85	86	102	110	105
1	BD diast	59	59	53	54	53	50	59	50					39		53	59	59	57	40	42	54	60
1	Puls	52	53	53	56	58	74	76	103	87	87	88	103	100	82	86	75	100	102	52	50	50	
2	BD syst	108	101	100	96	104	83	94	90	81	83	95	108	102	107	111	78	66	112	106	103		
2	BD diast	59	48	54	64	62	52	63	55	61	55	66	62	82	72	54	41	32	56	65	66		
2	Puls	58	60	58	57	61	56	58	76	76	70	78	70	70	66	72	76	78	48	50	50		
3	BD syst	108	100	105	117		111	110	91	92	91	84	83	85	81	119	81	89	76	85	82	102	
3	BD diast	45	63	63	65		57	50	55	46	56	62	51	52	53	55	46	55	38	56	57	53	
3	Puls	51	47	48	51	70	94	88	105	72	66	64	66	60	61	61	69	69	57	42	40	43	
4	BD syst	117	110	107	103	106	103	105	96	90	107	86		115	95	86	97	90	95	107	115	110	
4	BD diast	58	63	68	66	56	58	56	63	57	70	58		66	65	62	62	72	54	66	67	75	
4	Puls	48	47	51	60	60	68	70	70	74	78	73		75	73	72	73	73	78	42	43	44	
5	BD syst	96	98	98	99	102	88	79	84	97	92	74	92	82	77		77	79	96	106	94	95	
5	BD diast	63	66	62	60	56	54	40	57	34	72	39	50	66	42		42	47	46	56	62	60	
5	Puls	57	61	57	60	58	57	58	86	82	96	84	84	88	80	83	86	94	78	42	48	55	
6	BD syst		111	106	104	107	109	116	103		107		110	102	91	93	107	92	97	113	106	109	
6	BD diast		66	66	67	72	66	66	68		68		48	56	53	53	61	70	62	63	60	59	
6	Puls		51	52	53	54	51	61	62	67	69	71	64	70	70	70	67	67	70	77	55	46	
7	BD syst	100	109	118	119	131	110	110	101	107	102	95	94		103	100	85	90	91	112	108	102	
7	BD diast	73	68	76	69	86	67	75	71	53	64	60	60		64	57	63	63	57	57	58	59	
7	Puls	48	46	46	46	58	80	58	60	70	70	71	70		74	76	85	80	77	80	50	55	
8	BD syst	107	103	111	113	107	105	103	97	98	89	96	87	97	86	105	92	92	94	101	96	98	
8	BD diast	67	72	62	64	80	67	60	52	65	70	59	48	45	63	47	48	45	44	51	58	54	
8	Puls	45	44	47	44	63	64	66	66	68	66	64	64	66	66	68	68	66	70	44	42	46	
9	BD syst	114	106	111	104	101	115	115	89	101	96	96	101	103	102	60	106	89	90	118	113	105	
9	BD diast	65	67	62	71	64	60	60	56	60	51	49	57	61	56	42	55	55	55	55	58	63	
9	Puls	50	50	50	50	59	60	66	68	64	64	62	60	62	66	74	64	66	70	44	46	44	
10	BD syst	106	107	109	112	111	106	97	99	96	106		99	106	106	110	99	106	104	102	109	104	
10	BD diast	66	65	66	65	65	64	66	74	54	57		60	74	41	48	64	59	64	61	57	63	
10	Puls	52	52	54	56	63	64	70	64	70	62	60	72	76	76	74	64	82	66	48	48	48	
11	BD syst	113	107	102	106	119	108	105	98	109	106	103	110	98	98	92	103	90	97	101	109	98	
11	BD diast	67	64	65	67	75	76	69	77	64	69	61	66	64	60	55	60	60	64	57	55	62	
11	Puls	51	56	56	56	52	60	60	60	60	58	62	64	72	62	72	66	60	62	58	44	46	
12	BD syst	101	103	99	116	114	117	121	121	114	102		107	106	104	102	96	103	100	103	105	110	
12	BD diast	65	65	64	63	63	94	70	58	63	72		58	59	50	60	58	61	54	59	57	55	
12	Puls	48	48	48	50	48	52	56	58	60	64	64	66	68	66	66	72	80	70	72	45	46	

**Tabelle 17: Kreislaufparameter von Patient 3 in der Übersicht** Im 2.Training kam es zu einer Präsynkope mit Schwitzen, Sehstörungen und Unwohlsein. Das Training wurde abgebrochen

### 13.3.4 Patient 4

Training	Zeitpunkt	Liegend			0	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24	26	28	Liegend		
1	BD syst	102	118	105	115	127	116	128	105	119		117	128			135	105		111	128	115	112
1	BD diast	76	75	80	75	86	90	66	75	68		58	80			68	83		60	72	75	71
1	Puls	64	67	66	75	85	80	76	78	86		78	80			89	88	88	78	76	74	72
2	BD syst	110	119	116	115	117		108		129	125	63	74	109		73		110	78	121	130	130
2	BD diast	67	76	76	69	76		68		85	40	47	52	87		57		77	49	72	68	81
2	Puls	66	70	66	68	70	78	80	80	82	82	86	80	82	88	88	86	85	86	86	80	74
3	BD syst	121	123	104	111	105			131	167		103			137			111		103	127	119
3	BD diast	81	72	69	74	73			70	127		85			70			71		73	75	70
3	Puls	66	66	66	68	72	84	82	82	80	84	78	80	86	80	86	89	88	84	76	82	70
4	BD syst	126	116	108	113	115	93	134	127	137	93	107	108	86		125	127	97	98	147	122	102
4	BD diast	71	77	66	73	87	76	55	80	73	66	82	79	66		63	111	55	45	74	76	76
4	Puls	74	72	70	76	82	88	86	86	88	88	86	94	90	92	96	96	100	95	92	76	74
5	BD syst	106	112	111	107	104			158	92		121	91	102	99		107	107	79	111	90	108
5	BD diast	77	68	76	69	72			60	59		100	60	57	79		84	91	60	56	72	68
5	Puls	80	78	80	80	80	88	98	98	94	96	102	102	112	100	104	106	104	102	90	92	84
6	BD syst	110	97	102	102	125	111	103	135	129	107	136	150	99	147	120	137	125	111	116	147	111
6	BD diast	71	68	69	65	62	83	80	65	91	81	86	94	76	80	86	81	104	80	62	104	71
6	Puls	70	70	68	70	72	78	84	96	94	104	104	108	112	114	116	124	118	116	104	104	100
7	BD syst	104	127	110	108	107	117	125	122	99	128	116	156	147	118	135	113	116	101	96	112	119
7	BD diast	72	72	65	61	86	89	91	54	67	99	63	125	86	94	115	90	92	83	59	68	60
7	Puls	62	62	62	62	78	78	88	88	88	90	88	92	94	96	94	98	94	102	98	88	79
8	BD syst	115	104	96	102	83		128	135		133	124	123	104	116			108	118	105	114	116
8	BD diast	64	73	66	63	60		104	121		91	69	51	51	95			65	80	62	57	68
8	Puls	74	70	78	72	86	92	90	88	98	96	94	96	98	96	106	104	100	98	92	90	76
9	BD syst	101	102	99	120	173	190	122		102	123	108	103	107	130		98	113	99	83	112	109
9	BD diast	67	71	68	73	145	146	92		65	78	61	86	87	71		68	57	53	59	55	69
9	Puls	80	78	84	86	88	98	96	100	100	100	102	102	104	102	104	102	106	104	90	88	80
10	BD syst	101	105	102	104			151			103	112	89	109	99				120		100	112
10	BD diast	72	70	67	68			98			74	93	58	65	65				52		68	64
10	Puls	74	76	76	84	96	94	98			100	100	100	104	102			104	104	90	84	80
11	BD syst	114	116	106		98		121	134	94	83	83		144	157			136			110	115
11	BD diast	70	69	68		78		107	76	61	63	60		82	136			104			80	63
11	Puls	74	72	72	84	92	94	96	94	98	100	100	100	106	102			106	98		86	80
12	BD syst	125	128	128	133	120	129	119	132	119	117	149	123		128	120	129			130		129
12	BD diast	82	83	85	78	66	96	75	56	83	66	63	72		104	80	84			109		82
12	Puls	62	60	60	64	68	74	74	76	78	74	80	80	80	80	92	82	84	84	76	72	68

Tabelle 18: Kreislaufparameter von Patient 4 in der Übersicht



## 13.4 Resultate der fMRT-Messungen

### Cortical and subcortical representation of active and passive ankle movements elicited by functional electrical stimulation (FES) in healthy subjects and paraplegic patients - preliminary fMRI results

A. Blickenstorfer<sup>1</sup>, F. Taut<sup>2</sup>, T. Keller<sup>3,2</sup>, M. Meyer<sup>1</sup>, B. Keisker<sup>1</sup>, R. Riener<sup>3,2</sup>, S. Kollias<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Institute of Neuroradiology, University Hospital Zurich

<sup>2</sup> Spinal Cord Injury Center Balgrist University Hospital Zurich

<sup>3</sup> Automatic Control Laboratory, Swiss Federal Institute of Technology

UniversitätsSpital  
Zürich

Institut für  
Neuroradiologie

uniklinik  
balgrist

ifh

uni | eth | zürich

Neural Plasticity  
and Repair

National Center of Competence in Research

#### Introduction

Spinal cord injury (SCI) has a major impact on an individual. About 50% of all SCI incidents are incomplete, i.e. some preservation of recovery of sensory and / or motor function caudal to the lesion. In rehabilitation therapy of the lower extremities play proprioceptive inputs from extensor muscles and mechanoreceptors from the sole of the foot an important roles as the provide load information. This input might be enforced by heterogenous reflexes from ankle-dorsiflexors. So far only few studies have related the outcome of therapy to changes in brain activation patterns. The goal is to relate behavioral gains to changes brain activation patterns over the course of therapy. We employed a combined rehabilitation approach i.e. investigation of the training effects on neurological recovery of gait function with a „Erigo“ tilt table system (Hocoma AG, Volketswil, Switzerland) combined with functional electrical stimulation (FES).



Fig 1. Erigo® tilt table system  
(Copyright Hocoma AG)

#### Methods

One female patient MUIR (58 y, chronic incomplete SCI, ASIA D) underwent 12 training sessions in 4 weeks on an „Erigo“ tilt table system combined with synchronous FES. Before, immediately after, and 3-months following the training an fMRI experiment was performed. Two healthy subjects (m., 27y. & f., 33y.) underwent the same fMRI experiment for comparison. FES was carried out with a portable „Compex Motion“ electric stimulator [1]. We applied FES to *m. tibialis ant.* and *m. gastrocnemius* to provoke ankle flexion and extension movements within the MR using a block design consisting of passive (FES-elicited) and active (voluntary) movements of the left and right and also bilateral feet alternating with rest conditions. All blocks lasted 30 sec. and contained either a bilateral, left or right condition. The type of condition as well as its pace (frequency) were visually cued. Ten flexion-extension-movements were performed by the subjects in each block. Total 25 blocks were used in one run. Experiments were repeated twice within the session.

Picture with  
electrode  
placement

#### Results

The conjunction analysis for both FES-elicited and voluntary movements over all conditions revealed in healthy subjects an activation pattern comprising primary sensorimotor cortex (MI / SI), secondary sensory cortex (SII), supplementary motor area (SMA), anterior cingulate cortex, ventral and dorsal premotor cortex, insula, putamen, thalamus, vermis and anterior cerebellum (Fig 3). Preliminary data from the paraplegic patient before treatment show a similar pattern of activation as in healthy subjects though, less pronounced, whereas, following 2 weeks of training there is an increase in the degree of activation as well as, recruitment of additional bilateral areas. After the 3-months follow-up the activation patterns showed an additional increase of activation (see Fig. 4 & 5 as an illustrative example). This activation pattern seemed to correlate with the recovery progress shown in force increase.

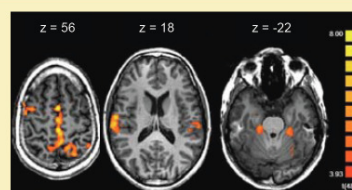


Fig. 3. Transversal view of a healthy male sub. Conjunction of FES and active movement vs. rest (all conditions)

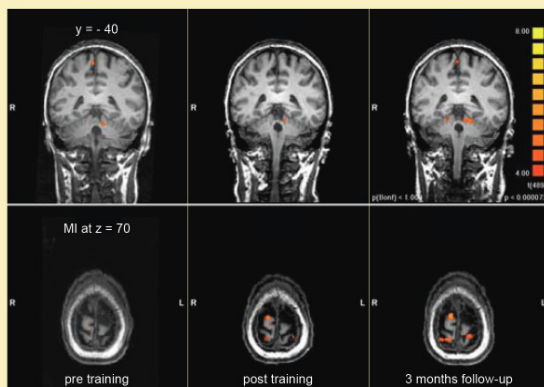


Fig 4. Coronal and transversal views of MUIR. Left foot contrast FES vs. Rest  
No. of voxels and max. t-values in MI and Cerebellum at three time points:  
MI: pre: 308, t = 5.832 / post: 175, t = 6.485 / follow-up: 380, t = 7.524  
Cerebellum: pre: 80, t = 5.674 / post: 35, t = 4.971 / follow-up: 276, t = 5.784

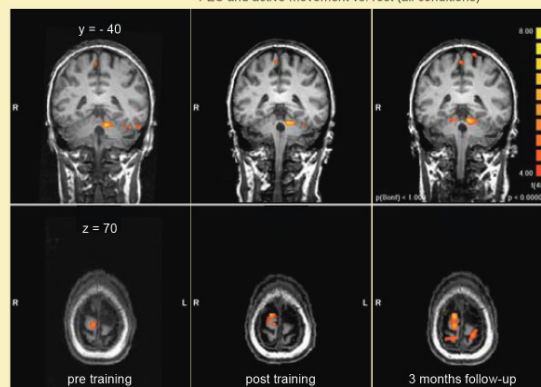


Fig 5. Coronal and transversal views of MUIR. Left foot contrast Active vs. Rest  
No. of voxels and max. t-values in MI and Cerebellum at three time points:  
MI: pre: 323, t = 5.503 / post: 670, t = 7.357 / follow-up: 817, t = 8.275  
Cerebellum: pre: 1246, t = 8.687 / post: 596, t = 8.624 / follow-up: 619, t = 8.264

#### Conclusion

The combined therapy approach proved to be successful in this single patient. MUIR demonstrated some degree of BOLD signal change after the training of 4 weeks with ERIGO combined with FES. The brain activation pattern increased over the course of the training. The activation pattern seemed to correlate with the ongoing recovery. Assessment after three months could demonstrate a persistent, partly increasing activation pattern. However, the data have to be treated with caution since only one patient and two healthy controls have undergone the experiment. Nevertheless, this combined approach is a promising way to investigate the effects of therapy on the reorganization of the human brain. The applied experimental design can be used in future studies.

#### References

[1] Keller T., Popovic M.R., Pappas I.P., Müller P.Y. (2002) Transcutaneous functional electrical stimulator „Compex Motion“. *Artificial Organs*. 26: 219-23.

**Abbildung 32: Darstellung der ersten Messergebnisse mit fMRT mit Patient 4 (mit freundlicher Genehmigung Blickensdorfer A)**



## **13.5 Lebenslauf**

### **Persönliche Daten**

Name: Felix Taut  
Wohnort: Magdelstieg 73, 07745 Jena  
Geburtsdatum: 11.06.1982  
Geburtsort: Leipzig  
Familienstand: ledig

### **Ausbildung**

Grundschule: 1989-1990 Arthur-Hoffman-Schule in Leipzig  
1990-1993 Erich-Kästner-Grundschule in Leipzig  
Gymnasium: 1993-2001 Friedrich-List-Schule in Leipzig  
Abschluss: Abitur (Durchschnitt 1,9)  
  
Zivildienst: 2001/02 Diakonissenkrankenhaus Leipzig / OP-Abteilung  
  
Studium: 2002 - 2004 Humanmedizin an der Universität Leipzig  
2004 - 2009 Humanmedizin an der Universität Jena  
Famulaturen: Innere Medizin (2005; Rudolstadt); Neurologie (2006; Zürich);  
Allgemeinmedizin (2007; Jena)  
Praktisches Jahr: August 2008 bis Juli 2009 je 4 Monate  
Innere Medizin Südharzkrankenhaus Nordhausen  
Chirurgie Robert-Koch-Krankenhaus Apolda  
Pädiatrie University Hospital Gondar / Äthiopien  
  
Forschung: 03/2006 – 04/2007 Universität und ETH Zürich /Schweiz  
  
**Interessen:** Posaune spielen im Orchester  
Kammerchor der Jenaer Philharmonie  
Sport (Radfahren, Tanzen)

Jena, den

Felix Taut

### **13.6 Danksagung**

Zum Abschluss meiner Arbeit möchte ich mich bei allen bedanken, die mir beim Gelingen dieser Arbeit mit Rat und Tat zur Seite standen. Ich hatte das Glück, diese Arbeit an der Universität Zürich (Forschungsabteilung Paraplegiologie der Uniklinik Balgrist) und an der Friedrich-Schiller-Universität (FB Motorik, Pathophysiologie und Biomechanik der Universitätsklinik Jena) zu absolvieren. Diesem Umstand ist die umfassende Danksagung geschuldet.

Zuerst möchte ich mich bei meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Hans-Christoph Scholle bedanken. Den vielseitigen Ideen und unerfahrenen Vorstellungen meinerseits diente er mit seinem Fachwissen und seiner Forschungserfahrung als ein konstruktives Gegenüber. Er übernahm die Betreuung meiner Thematik und ermöglichte es, meine Promotion an der Universität Jena durchzuführen.

Gleichermaßen gilt mein Dank Prof. Dr. Volker Dietz, der mir die Gelegenheit gab, im weltweit renommierten Forschungszentrum für Querschnittlähmung an der Uniklinik Balgrist in Zürich zu arbeiten. Die unkomplizierte Art, meinen Ideen ein Spielfeld und mir ein erfahrenes Team zur Seite zu stellen, waren die Grundlage für die Durchführung meiner Experimente in der Schweiz.

Bei Dr. Thierry Keller möchte ich mich nicht nur für die Erarbeitung eines Forschungsprojektes und die Betreuung desselben bedanken. Er hat mir Verantwortungsfreiräume übertragen, die mich anfangs überforderten und zweifeln, aber auch wachsen ließen. Seiner kreativen Art, dem Thema noch viele interessante Aspekte hinzuzufügen, konnte ich mich nicht immer verwehren.

Natürlich wäre die Arbeit in Zürich ohne die großartige Unterstützung durch das Team der Paraplegikerzentrums nicht möglich gewesen. An dieser Stelle möchte ich mich stellvertretend bei den Laborleitern Dr. Roland Müller und Dr. Huub van Hedel bedanken. Der offenen und hilfsbereiten Atmosphäre ist es zu verdanken, dass sich viele Probleme lösen ließen. An dieser Stelle sage ich allen freiwilligen Probanden vielen Dank und wünsche den Patienten alles Gute. An der Umsetzung der

Patienten-Studie hatte mit umfangreichen Messungen das Physiotherapeuten-Team großen Anteil. Ich möchte an dieser Stelle Inge Langhäuser, Ricarda Liebscher und Annett Siggelkow danken. Markus Wirz hat mir die physiotherapeutischen Methoden erklärt. Sabine Mangold hat mich mit diversen Elektroden, Strömen und Programmen stimuliert und die ergotherapeutischen Probleme dargestellt.

Ich möchte mich besonders bei Dr. André Seyfarth vom Lauflabor in Jena bedanken. Er hat mich für die Faszination des Gehens begeistert. Er ermutigte mich, meine Interessen in eine Doktorarbeit einzubringen und dafür auch im Ausland eine Institution zu suchen. Er empfahl mir den Balgrist.

Meinen Eltern möchte ich für alles danken, was ich hier nicht niederschreiben kann. Sie haben in allen Situationen zu mir gestanden, mich immer gefördert und motiviert, meinen Weg zu suchen und zu gehen.

Last but not least: Für die finanzielle Unterstützung sorgte der Deutsche akademische Austauschdienst (DAAD), der diese Arbeit mit einem Stipendium förderte.

### **13.7 Ehrenwörtliche Erklärung**

Hiermit erkläre ich, dass

mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Prof. Dr. H.-C. Scholle und Dr. T. Keller

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den

Felix Taut